

**THIS PAGE IS INSERTED BY OIPE SCANNING
AND IS NOT PART OF THE OFFICIAL RECORD**

Best Available Images

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

BLACK BORDERS

TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT

BLURRY OR ILLEGIBLE TEXT

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLORED PHOTOS HAVE BEEN RENDERED INTO BLACK AND WHITE

VERY DARK BLACK AND WHITE PHOTOS

UNDECIPHERABLE GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE THE BEST AVAILABLE COPY. AS RESCANNING *WILL NOT* CORRECT IMAGES, PLEASE DO NOT REPORT THE IMAGES TO THE PROBLEM IMAGE BOX.

BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

Offenlegungsschrift

DE 3411489 A1

(5) Int. Cl. 3:

A61M 1/03

A 61 G 5/04

B 65 H 75/34

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)

29.03.83 JP P52853-83 29.03.83 JP P52854-83
29.03.83 JP P52855-83 29.03.83 JP P52856-83
29.03.83 JP P52857-83

(31) Anmelder:

Aisin Seiki K.K., Kariya, Aichi, JP

(34) Vertreter:

Tiedtke, H., Dipl.-Ing.; Bühlung, G., Dipl.-Chem.;
Kinne, R., Dipl.-Ing.; Grupe, P., Dipl.-Ing.; Pellmann,
H., Dipl.-Ing.; Grams, K., Dipl.-Ing.; Struif, B.,
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 8000 München

(22) Erfinder:

Takamiya, Sanshiro, Nagoya, Aichi, JP; Yoshizawa,
Michisuke, Tokio/Tokyo, JP; Suzuki, Akira, Nishio,
Aichi, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigenantriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künstliches Herz benötigen. Es sind verschiedenste Sicherheitseinrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungsbreichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefahren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zugelassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist ein Druckkompressions-Solenoidventil vorgesehen, wodurch ein Ausgleichsbehälter weggeschlossen wird, so daß die Antriebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.

Motiv
Copier +
lack
Autorenbox

DE 3411489 A1

DE 3411489 A1

**TIEDTKE - BÜHLING - KINNE - GRUPE
PELLMANN - GRAMS - STRUIF**

Patentanwälte und
Vertreter beim EPA
Dipl.-Ing. H. Tiedtke
Dipl.-Chem. G. Bühling
Dipl.-Ing. R. Kinne
Dipl.-Ing. P. Grupe
Dipl.-Ing. B. Pellmann
Dipl.-Ing. K. Grams
Dipl.-Chem. Dr. B. Struif



Bavariaring 4, Postfach 202403
8000 München 2
Tel.: 089-539653
Telex: 5-24845 tipat
Telecopier: 089-537377
cable: Germaniapatent München
28. März 1984
DE 3799 /
case W-2212

Patentansprüche

1. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Überdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Überdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zur Steuerung des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckühlvor-

A/25

Dresdner Bank (München) Kto. 3939 844

Bayer. Vereinsbank (München) Kto. 508 041

Pustschock (München) Kto. 6/0-43-004

- 1 richtung und des Öffnens und Schließens des zweiten und vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeitsteuerungen ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehleinrichtung (121, 122) zum Befehlen der Speisung des Elektromotors, eine Zustandserfassungseinrichtung (200) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, des Zustands eines bewegbaren Teils der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät und/oder des Zustands der Fahrbefehleinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehleinrichtung und zum Sperren des Speisens des Elektromotors in dem Fall, daß die Zustandserfassungseinrichtung irgend 15 einen von vorbestimmten Gefahrenzuständen erfaßt.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fahrbefehleinrichtung (121, 122) einen Fahrsteuerhebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zum Aufnehmen des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200; SW4) ein Signal entsprechend dem Ansitz- oder Abnahmezustand des Fahrsteuerhebels an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

25 3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare Armlehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114) zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung aufweist und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200; SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne erzeugt.

4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule (55) bewegbar gestaltet ist und der Verriegelungsmechanismus ein Eingriffselement (112) für den Eingriff an der Tragsäule

1 und ein elektromagnetisches Stellglied (114) zum Verstellen
des Eingriffelements aufweist.

5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, da-
5 durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das
medizinische Gerät (1R, 1L) flexible Röhren (57; 2a, 2b),
die zwischen das zweite Solenoidventil (132, 138) sowie
das vierte Solenoidventil (134, 140) und das medizinische
Gerät eingesetzt sind, und einen Röhrenaufwickelmechanis-
10 mus (78) für das Aufrollen der flexiblen Röhren aufweist
und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200; 102) ein
Signal entsprechend dem Unterbringungszustand der flexib-
len Röhren erzeugt.

15 6. Einrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet,
daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes fest-
stehendes Teil (85), das mit einer durch sein Mittelteil
axial hindurchtretenden ersten Bohrung (85a) und einer Aus-
nehmung (85b) in einem Teil seiner Umfangsfläche ausgebil-
det ist, ein zweites feststehendes Teil (86), das an der
Ausnehmung des ersten feststehenden Teils gegenübergesetzten
Stellen mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a,
86b) versehen und an den Außenumfang des ersten feststehen-
den Teils angesetzt ist, ein bewegbares Teil (89), das an
25 einer der ersten Bohrung gegenübergesetzten Stelle mit ei-
nem dritten Durchlaß (89c) und an einer dem zweiten Durch-
laß gegenübergesetzten Stelle mit einem vierten Durchlaß
(89b) versehen ist und das auf den Außenumfang des zweiten
feststehenden Teils in Bezug auf dieses drehbar aufgesetzt
30 ist, und eine Röhrentrommel (94) aufweist, die zusammen
mit dem bewegbaren Teil drehbar ist, wobei die Auslässe des
zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw. 134,
140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durchlaß
verbunden sind und die flexiblen Röhren (57) mit dem dritten
35 und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

1 7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet,
daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor
(M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine
Schaltvorrichtung (SW2) für das Befehlen des Speisens des
5 Elektromotors aufweist.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da-
durch gekennzeichnet, daß die zweite elektronische Steuer-
einrichtung (75) beim Sperren der Speisung des Rollstuhl-
10 Elektromotors (M1, M2) einen Anker des Elektromotors direkt
oder über einen Widerstand kurzschließt, um dadurch die
Bewegung des Rollstuhls zu bremsen.

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, da-
15 durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das
medizinische Gerät (1R, 1L) ein zu dem ersten Solenoidven-
til (131, 137) parallel angeschlossenes fünftes Solenoid-
ventil (135, 141) und/oder ein zu dem dritten Solenoidven-
til (133, 139) parallel angeschlossenes sechstes Solenoid-
20 ventil (136, 142) aufweist und die erste elektronische
Steuereinrichtung (400) das Öffnen und Schließen des fünf-
ten bzw. sechsten Solenoidventils unter einer vorbestimm-
ten Zeitsteuerung synchron in Verbindung mit dem Betätigen
des zweiten bzw. vierten Solenoidvents (132, 138 bzw.
25 134, 140) steuert.

10. Einrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet,
daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400) das
fünfte Solenoidventil (135, 141) zu einem vorbestimmten
30 Zeitpunkt während der Schließzeit des zweiten Solenoidven-
tils (132, 138) in den Öffnungszustand schaltet und das
sechste Solenoidventil (136, 142) zu einem vorbestimmten
Zeitpunkt während der Schließzeit des vierten Solenoidven-
tils (134, 140) in den Öffnungszustand schaltet.

1 11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeich-
net, daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400)
nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen des
zweiten Solenoidventils (132, 138) an das fünfte Solenoid-
5 ventil (135, 141) für eine vorbestimmte Zeit öffnet, die
kürzer als die Schließzeit des zweiten Solenoidventils ist,
und nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen
des vierten Solenoidventils (134, 140) an das sechste Sole-
noidventil (138, 142) für eine vorbestimmte Zeit öffnet,
10 die kürzer als die Schließzeit des vierten Solenoidventils
ist.

12. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts,
gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl
15 angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät
(1R, 1L) mit einer Überdruckquelle (71), einem ersten Sole-
noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der
Überdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor-
richtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß
20 des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil
(132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole-
noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine
flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen
Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem
25 dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der
Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckühl-
vorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Aus-
laß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoid-
ventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten
30 Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine
flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist,
und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400),
die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten So-
lenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten
35 Druckühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten

1 Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten und vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmter Zeitsteuerung ausgebildet ist, mindestens einen
5 Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehleinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrich-
10 tung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehleinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektro-
15 motors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehlein- richtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens eine der Zustandserfassungsvorrich- tungen einen gefährlichen Zustand erfaßt.

20 13. Einrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeich- net, daß die Fahrbefehleinrichtung (121, 122) einen Fahr- steuerhebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zur Aufnahme des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß die dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) ein Signal
25 entsprechend dem Aufnahme- oder Abnahmezustand des Fahr- steuerhebels an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

14. Einrichtung nach Anspruch 12 oder 13, dadurch ge- kennzeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare
30 Armlehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114) zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung aufweist und daß die erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne er- zeugt.

- 1 15. Einrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule (55) bewegbar ist und der Verriegelungsmechanismus ein mit der Tragsäule in Eingriff bringbares Eingriffsteil (112) und ein elektromagnetisches Betätigungslement (114) zum Verstellen des Eingriffsteils aufweist.
- 5 16. Einrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) einen Röhrenaufwickelmechanismus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a, 2b) aufweist und daß die zweite Zustandserfassungsvorrichtung (102) ein Signal entsprechend dem Unterbringungszustand der flexiblen Röhren erzeugt.
- 10 15 17. Einrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes feststehendes Teil (58), das mit einer durch sein Mittelteil axial hindurch verlaufenden ersten Bohrung und mit einer Ausnehmung (58b) in einem Teil seiner Umfangsfläche ausgebildet ist, ein zweites feststehendes Teil (86) das mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a, 86b) versehen ist, die an der Ausnehmung des ersten feststehenden Teils gegenüberliegenden Stellen ausgebildet sind, und das an den Außenumfang des ersten feststehenden Teils angepaßt ist, ein bewegbares Teil (89), das mit einem an einer der ersten Bohrung gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten dritten Durchlaß (89c) und einem an einer dem zweiten Durchlaß gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten vierten Durchlaß (89b) versehen ist und das drehbar in Bezug auf das zweite feststehende Teil an den Außenumfang desselben angesetzt ist, und eine zusammen mit dem bewegbaren Teil drehbare Röhrentrommel (94) aufweist, wobei die Druckauslässe des zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw. 134, 140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durch-
- 20 25 30 35

1 laß verbunden sind und die flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem dritten und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

5 18. Einrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor (M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine Schaltervorrichtung (SW2) zum Befehlen des Speisens dieses Elektromotors aufweist.

10

19. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Überdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Überdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, eine zweite Druckfühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils entsprechend jeweils vorbe-

- 1 stimmten Zeitsteuerungen ausgebildet ist, und einem Röhren-aufwickelmechanismus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röhren, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehleinrichtung (121, 122) zum
- 5 Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustands erfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands min destens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zu stands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das
- 10 medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrich tung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlein richung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem Be dienungsvorgang an der Fahrbefehleinrichtung und zum Sper ren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens 15 eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen Zustand erfaßt.

20. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Sole noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor rrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine fle xible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät 30 verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unter druckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckühlvorrich tung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 35 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoid ventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible

- 1 Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einem zu dem ersten Solenoidventil parallel geschalteten fünften Solenoidventil (135, 141) und/oder einem zu dem dritten Solenoidventil parallel geschalteten sechsten Solenoidventil (136, 142), und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem 5 Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeitsteuerungen sowie zum Steuern des fünften und sechsten Solenoidventils unter vorbestimmten Zeitsteuerungen synchron mit dem Betrieb des 10 zweiten bzw. vierten Solenoidventils ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite 15 Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehleinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem 20 Bedienungsvorgang an der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen 25 Zustand erfaßt.
- 30

TIEDTKE - BÜHLING - KINNE - GRUPE
PELLMANN - GRAMS - STRUIF

-11-

Patentanwälte und
Vertreter beim EPA
Dipl.-Ing. H. Tiedtke
Dipl.-Chem. G. Bühling
Dipl.-Ing. R. Kinne
Dipl.-Ing. P. Grupe
Dipl.-Ing. B. Pellmann
Dipl.-Ing. K. Grams
Dipl.-Chem. Dr. B. Struif



Bavariaring 4, Postfach 202403
8000 München 2
Tel.: 0 89 - 53 96 53
Telex: 5-24 845 tipat
Telecopier: 0 89 - 537377
cable: Germaniapatent München

28. März 1984
DE 3799 /
case W-2212

Aisin Seiki Kabushiki Kaisha
Kariya-city, Japan

Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Die Erfindung bezieht sich auf eine Einrichtung zum Betreiben elektrischer Geräte wie beispielsweise eines künstlichen Herzens und insbesondere auf eine Einrichtung zum Betreiben medizinischer Geräte, die von einem darauf fahrenden Patienten unter Eigenantrieb bewegt werden können.

Manche kranke Personen wie insbesondere solche mit einer schweren Krankheit, die beispielsweise ein künstliches Herz bzw. Kunstherz erforderlich macht, können sich gewöhnlich nicht fortbewegen, da sie zum Gehen nicht die ausreichende Kraft haben und ohne eine verhältnismäßig große Antriebseinrichtung für das mit dem Körper verbundene Kunstherz nicht überleben können. Wenn das Kunstherz zufriedenstellend arbeitet, sind solche Patienten jedoch in manchen Fällen verhältnismäßig rüstig, so daß solchen Patienten nicht für eine lange Zeitdauer ihre Bewegungsfreiheit genommen werden sollte.

A/25



3411489

-12-

DE 3799

- 1 Falls eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht werden kann, erlaubt dies selbst Patienten mit einem Kunstherzen, sich zu irgendwelchen gewünschten Zeiten fortzubewegen. Die Verwirklichung
5 hiervon ist jedoch mit verschiedenerlei Gefahren verbunden. Falls beispielsweise beim Besteigen des Rollstuhls oder Aussteigen aus diesem sich der Rollstuhl unbeabsichtigt von selbst bewegt, nachdem der Patient ausgestiegen oder noch nicht eingestiegen ist, besteht für den Patienten eine Ge-
10 fahr, da er über Röhren oder Schläuche begrenzter Länge mit der an dem Rollstuhl angebrachten Antriebseinrichtung für das künstliche Herz verbunden ist. Da im Falle des elektrisch betriebenen Rollstuhls der Rollstuhl, also die Kunstherz-
Antriebseinrichtung leicht durch eine einfache Betätigung
15 eines Hebels oder dergleichen bewegt werden kann, gerät der Patient auch häufig dadurch in ernsthafte Gefahr, daß sich der Steuerhebel an der Kleidung des Patienten verfängt, von ihm mit der Hand berührt wird und so weiter, wenn der Patient den Rollstuhl besteigt oder aus diesem aussteigt,
20 oder daß der Steuerhebel irrtümlich von Personen betätigt wird, die mit der Einrichtung nicht vertraut sind.

Wenn ferner eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht wird, werden
25 Röhren bzw. Schläuche für die Verbindung zwischen der Antriebseinrichtung und dem künstlichen Herzen, nämlich dem Patienten vorzugsweise länger gewählt, um damit den Bewegungsbereich des Patienten zu vergrößern. Die längeren Röhren lassen jedoch befürchten, daß auf die Röhren getreten wird oder die Röhren unter den Rollstuhl, irgendwelche anderen fahrbaren Geräte usw. geraten. Das Darauftreten oder Daraufrollen auf die für den Antrieb des künstlichen Herzens verwendeten Röhren unterbricht die Funktion des künstlichen Herzens. Da in manchen Fällen die körperliche
30 Kraft bzw. Widerstandsfähigkeit solcher Patienten stark herabgesetzt ist, besteht für die Patienten ernste Lebens-
35

6

- 1 gefahr nicht nur bei einer Unterbrechung der Röhren, sondern auch bei einem nur zeitweiligen Aussetzen des künstlichen Herzens.
- 5 Andererseits hat die Kunstherz-Antriebseinrichtung beträchtlich große Abmessungen, da eine Anzahl von Solenoidventilen, Behältern, Druckquellen und anderen Komponenten erforderlich ist, wie sie beispielsweise in der US-Patentanmeldung No: 06/480 181 (vom 28.3.1983) beschrieben sind. Infolgedessen
- 10 ist es schwierig, diese groß bemessene Einrichtung in den freien Raum eines elektrisch betriebenen Rollstuhls kleiner Abmessungen direkt einzubauen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, solchen Patienten Bewegungsfreiheit zu verschaffen, die die Hilfe medizinischer Geräte wie eines künstlichen Herzens bzw. Kunstherzens benötigen und die mit dieser Hilfe verhältnismäßig kräftig bleiben.

- 20 Ferner soll mit der Erfindung das medizinische Gerät in einer fahrbaren Einheit wie einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht werden und die Sicherheit des Patienten dadurch sichergestellt werden, daß ein fälschliches bzw. unabsichtliches Fahren der fahrbaren Einheit verhindert wird.

Weiterhin soll der Bewegungsbereich des Patienten in Bezug auf die Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät dadurch erweitert werden, daß längere Röhren usw. für die Verbindung zwischen der Antriebseinrichtung und dem Patienten benutzt werden und dabei eine Betriebsunterbrechung des medizinischen Geräts verhindert wird.

Ferner sollen mit der Erfindung die Abmessungen der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät herabgesetzt werden, wobei diese Einrichtung in eine fahrbare Einheit kleiner

1 Abmessungen wie in einen elektrisch betriebenen Rollstuhl eingebaut werden soll.

5 Erfindungsgemäß wird eine Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts an einer fahrbaren Einheit wie einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht.

10 Zur Sicherung des Patienten wird mindestens ein Zustand bewegbarer Teile der fahrbaren Einheit und der medizinischen Einrichtung erfaßt und entsprechend dem Erfassungs-ergebnis die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden, falls der Patient keine Fortbewegung wünscht oder die Möglichkeit besteht, daß in dem medizinischen Gerät eine Unregelmäßigkeit auftritt. Dies wird bei einer vorzugsweise 15 gewählten Ausführungsform der Erfindung folgendermaßen be-werkstellt: Als erstes wird ein Steuerhebel zum Steuern des Betriebs der fahrbaren Einheit abnehmbar gestaltet, wobei die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden wird, wenn der Hebel abgenommen ist. Der Hebel kann auf einfache 20 Weise betätigt werden, stellt aber wegen seiner scharf vorspringenden Form eine Gefahr für den Patienten dar, wenn dieser die Einheit bzw. den Rollstuhl besteigt oder aus diesem aussteigt. Da andererseits der Hebel abnehmbar ge-staltet ist, tritt kein vorspringender Hebel in Erschei- 25 nung, wenn der Hebel bei dem Besteigen oder Aussteigen vom Patienten selbst oder von einer Hilfsperson abgenommen wird; dadurch wird eine Gefährdung des Patienten durch das falsche Bewegen der fahrbaren Einheit (mit der medizini-schen Einrichtung) während des Besteigens oder Aussteigens 30 oder nach dem Aussteigen vermieden. Als zweites wird mindestens eine Armlehne an der fahrbaren Einheit derart be-wegbar angebracht, daß sie weggestellt bzw. weggeschwenkt werden kann, wobei bei der ausgeschwenkten Stellung der Armlehne die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden 35 wird. Eine Armlehne stellt für den Patienten eine größere Bequemlichkeit dar, bildet aber dagegen für den Patienten

- 1 mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Behinderung oder Gefahr beim Besteigen oder Aussteigen. Diese Behinderung oder Gefahr kann dadurch ausgeschaltet werden, daß die Armlehne wegschwenkbar gestaltet wird. Durch das Unterbinden der Bewegung der fahrbaren Einheit bei dem Zustand, bei dem die Armlehne in ihrer weggeschwenkten Stellung steht, nämlich während des Besteigens oder Aussteigens und nach dem Aussteigen, wird eine unbeabsichtigte Bewegung der fahrbaren Einheit ohne Wollen des Patienten vermieden. Als drittes
- 5 wird der Zustand von Röhren oder dergleichen erfaßt, die für die Verbindung zwischen dem künstlichen Herzen oder dergleichen und der Einrichtung für den Antrieb desselben verwendet werden, und es wird die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden, wenn die Röhren oder dergleichen zu
- 10 lang ausgezogen sind.
- 15

- Zur Erweiterung des Bewegungsbereiches des Patienten ist eine Aufwickelvorrichtung für das Aufwickeln der Röhren oder dergleichen vorgesehen, die für die Verbindung zwischen dem künstlichen Herzen oder dergleichen und der Einrichtung für den Antrieb desselben benutzt werden. Dies läßt es zu, selbst lange Röhren während des Besteigens so unterzubringen, daß keine Gefahr des Flachdrückens besteht bzw. nicht mehr als ein erforderlicher Teil nach außen ragt, während
- 20 die Röhren bei dem Aussteigen lang herausgezogen werden können. Damit ist es möglich, die Bewegungsfreiheit des Patienten zu steigern und zugleich die Sicherheit des medizinischen Geräts zu gewährleisten.
 - 25
 - 30 Bei der Einrichtung wie der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz, bei der das Erzeugen eines vorbestimmten Drucks erforderlich ist, wird der Druck vorzugsweise mit einem Behälter, nämlich einem Sammler zum Aufrechterhalten eines gleichmäßigen Drucks selbst unter Belastung geliefert.
 - 35 Insbesondere bei der Verwendung für ein künstliches Herz oder dergleichen, bei der Druckänderungen mit impulsartigen

- 1 steilen Anstieg bzw. Abfall erforderlich sind, wird herkömmlicherweise in der Antriebseinrichtung ein groß bemessener Behälter verwendet, um einen Druckabfall zu verhindern. Da jedoch dieser Behälter große Abmessungen hat, kann die her-
5 kömmliche Antriebseinrichtung mit dem Behälter in der Praxis nicht direkt in dem begrenzten Raum des Rollstuhls angebracht werden. Wenn andererseits der Behälter einfach weg-
gelassen wird, müssen die Abmessungen eines Solenoidventils zur Regelung des Drucks vergrößert werden, um das Weglassen
10 des Behälters auszugleichen; daraus ergibt sich, daß die Abmessungen der Einrichtung insgesamt unverändert bleiben. Erfindungsgemäß wird daher parallel zu dem herkömmlichen Solenoidventil für die Druckregelung ein weiteres Solenoid-
ventil hinzugefügt, dessen Öffnen und Schließen synchron
15 mit einer Betriebszeitsteuerung des medizinischen Geräts wie des künstlichen Herzens gesteuert wird, um dadurch einen zeitweiligen Abfall des Drucks auszugleichen. Dies erübrigt einen Behälter und läßt eine Druckregelung mit einem klein bemessenen Solenoidventil zu, wodurch die Abmes-
20 sungen der Antriebseinrichtung verringert werden. Im Falle einer Antriebseinrichtung für ein künstliches Herz kann eine ausreichende Wirkung dadurch erzielt werden, daß zusätzliche Solenoidventile für den Druckausgleich nicht in einem Unterdrucksystem, sondern nur in einem Überdrucksystem
25 vorgesehen werden.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert.

- 30 Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht, die die äußere Gestaltung eines Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts zeigt.

1 Fig. 2a, 2b und 2c sind eine Draufsicht, eine Seitenansicht bzw. eine Vorderansicht der Einrichtung nach Fig. 1.

5 Fig. 3a und 3b sind auseinandergezogen dargestellte, schematische perspektivische Ansichten der Einrichtung nach Fig. 1.

10 Fig. 4 ist eine Vorderansicht, die die innere Gestaltung der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.

15 Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e sind eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Va-Va in Fig. 5d, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vb-Vb in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vc-Vc in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vd-Vd in Fig. 5a bzw. eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Ve-Ve in Fig. 5d für die Darstellung eines Röhrenaufwickelmechanismus 78.

20 Fig. 6a ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6a-6a in Fig. 2c.

25 Fig. 6b ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6b-6b in Fig. 6a.

Fig. 7a ist eine Ansicht eines Schnitts, der die Umgebung eines Fahrsteuerhebels 58 zeigt.

30 Fig. 7b ist eine perspektivische Ansicht, die einen von dem in Fig. 7a gezeigten Mechanismus nach unten fortgesetzten Teil zeigt.

35 Fig. 8 ist eine perspektivische Ansicht einer Ventileinheit 73 nach Fig. 3b.

1 Fig. 9a, 9b, 9c und 9d sind eine Draufsicht, eine rechte Seitenansicht, eine linke Seitenansicht bzw. eine vergrößerte Längsschnittsansicht eines bei dem Ausführungsbeispiel verwendeten Solenoidventils.

5

Fig.10 ist eine Blockdarstellung, die schematisch den Systemaufbau der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.

10 Fig.11 ist eine Blockdarstellung eines Kunstherz-Antriebsmechanismus 300 nach Fig. 10.

Fig.12a und 12b sind Blockschaltbilder einer Kunstherz-Steuereinheit 400 nach Fig. 10.

15 Fig.12c ist ein Zeitdiagramm, das die Funktionsweise der Schaltung nach Fig. 12a veranschaulicht.

20 Fig.13 ist ein Blockschaltbild, das den Aufbau von Mikrocomputern CPU1 und CPU2 zeigt.

Fig.14 ist ein elektrisches Schaltbild, das die Gestaltung eines Bedienungsfelds 600 zeigt.

25 Fig.15 ist ein Blockschaltbild einer in Fig. 10 gezeigten Steuereinheit 75 für Rollstuhl-Antriebsmotoren.

Fig.16 ist ein Blockschaltbild einer in Fig. 10 gezeigten Systemsteuereinheit 200.

30 Fig.17a, 17b und 17c sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Übersicht für eine Mikrocomputereinheit CPU3 zeigen.

35 Fig.17d ist ein Zeitdiagramm, das Betriebsvorgänge der Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren zeigt.

1 Fig. 18a und 18b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Übersicht für die Mikrocomputereinheit CPU1 zeigen.

5 Fig. 19a und 19b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Übersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2 zeigen.

10 Fig. 20 ist ein Ablaufdiagramm, das eine Betriebsablauf-Übersicht für eine Mikrocomputereinheit CPU4 zeigt.

Die Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht eines elektrisch betriebenen Rollstuhls, der mit einer Kunstherz-Antriebseinrichtung ausgestattet ist, während die Fig. 2a, 2b und 2c jeweils eine Draufsicht, eine Seitenansicht und eine Vorderansicht des Rollstuhls nach Fig. 1 sind. Bei der Beschreibung wird zuerst auf die Fig. 1, 2a, 2b und 2c Bezug genommen. Der elektrisch betriebene Rollstuhl ist mit vier Rädern versehen, nämlich mit Vorderrädern 51a, die verhältnismäßig klein sind und als Schwenkrollen gestaltet sind, und mit Hinterrädern 51b, die verhältnismäßig groß sind und gesondert durch voneinander unabhängige Motoren über (nicht gezeigte) Untersetzungsgetriebemechanismen angetrieben werden. An der linken und rechten Seite sind jeweils Armlehnen 52L bzw. 52R angebracht. Mit 53 ist eine Fußstütze bezeichnet, während mit 54 eine Rückenlehne bezeichnet ist.

Mit 56 ist nahe dem Fuß einer Tragsäule 55 für die linke Armlehne 52L eine Abdeckung für eine Öffnung für die Aufnahme von Röhren zum Betreiben des künstlichen Herzens bezeichnet. Wenn der Patient in dem Rollstuhl sitzt, ragen aus der Abdeckung 56 Röhren 57L und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens heraus. An dem Vorderrand einer jeden dieser Röhren für den Antrieb ist ein Verbindungslement angeschlossen, über das das künstliche Herz mit der

1 Antriebseinrichtung hierfür verbunden wird. Mit TV ist ein klein bemessener Überwachungsbildschirm an dem vorderen Ende der Oberfläche der linken Armlehne 52L bezeichnet. Mit 58 ist ein aus dem vorderen Ende der Oberfläche der rechten Armlehne 52R vorstehender Steuerhebel für das Fahren des Rollstuhls bezeichnet. Gemäß der nachfolgenden Beschreibung ist dieser Steuerhebel 58 abnehmbar, so daß bei seiner Abnahme aus der Oberfläche der Armlehne 52R kein großer Hebel vorsteht, wie es in Fig. 1 gezeigt ist.

10

Ferner sind gemäß der nachfolgenden Beschreibung die Armlehnen 52L und 52R um die Tragsäulen 55 jeweils um 90° horizontal schwenkbar (nämlich entgegen dem Uhrzeigersinn bei der Armlehne 52L und im Uhrzeigersinn bei der Armlehne 52R).

15

Schalter SW1L und SW1R, die jeweils an den Unterseiten der Armlehnen 52L bzw. 52R angebracht sind, dienen zum Befehlen des Entriegelns der Armlehnen. Mit 59 ist eine Alarmanzeige der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet, während mit 60 eine Alarmanzeige für den elektrisch

20

betriebenen Rollstuhl bezeichnet ist. Jede dieser Alarmanzeigen enthält zwei Leuchtdioden, von denen eine in grüner Farbe den Normalzustand anzeigt, während die andere in roter Farbe das Auftreten irgendeiner Anormalität anzeigt.

Mit SW2 ist ein Aufwickelbefehl-Schalter für einen motorbe-

25

triebenen Röhrenaufwickelmechanismus bezeichnet; wenn dieser Schalter betätigt wird, werden die Röhren 57L und 57R für den Betrieb des künstlichen Herzens in dem Inneren des Rollstuhls aufgerollt. Mit 61 ist ein Schlüsselschalter für das künstliche Herz bezeichnet, mit 62 ist ein Anschluß-

30

element für den elektrischen Anschluß eines Bedienungsfelds für das Einstellen und Befehlen von verschiedenen Steuerparametern der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet, und mit 63 ist ein Anschlußelement für den elektrischen Anschluß eines externen Überwachungsbildschirms

35

bezeichnet, der dem Überwachungsbildschirm TV auf der Armlehne gleichartig ist. Mit 64 ist ein Alarmsummer bezeichnet,

- 1 der beim Auftreten einer Anormalität einen Alarm abgibt.

Die Fig. 3a und 3b sind jeweils auseinandergezogen dargestellte perspektivische Ansichten des Rollstuhls nach Fig.

- 5 1. In diesen Figuren sind kleinere Teile weggelassen. Die Fig. 3a zeigt hauptsächlich das Gehäuse des Rollstuhls, während die Fig. 3b ein Chassis des Rollstuhls und Hauptkomponenten der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz zeigt. Diese Hauptkomponenten der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz und der elektrisch betriebene Rollstuhl werden nun anhand der Fig. 3a und 3b beschrieben.

Mit 71 ist ein Kompressor bezeichnet, mit 72 ist eine Unterdruckpumpe bezeichnet, mit 73 ist eine Ventileinheit

- 15 bezeichnet, mit 74 ist ein Schalldämpfer bezeichnet, mit 75 ist eine Steuereinheit für die Antriebsmotoren des Rollstuhls bezeichnet, mit 76a und 76b sind Batterien der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet und mit 77a und 77b sind Batterien für den Antrieb des Rollstuhls bezeichnet. Mit M1 und M2 sind Motoren für den Antrieb des rechten bzw. des linken Hinterrads bezeichnet. Diese Motoren sind Gleichstrommotoren. Mit 78 ist eine Aufwickelvorrichtung mit einer Trommel zum Aufrollen der Röhren für den Antrieb des künstlichen Herzens bezeichnet.

25

Die Fig. 4 zeigt einen Schnitt des mit der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz ausgestatteten Rollstuhls.

Gemäß Fig. 4 sind der Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 in einem Lärmschutzgehäuse angeordnet und stehen mit

- 30 der Umgebungsluft über den Schalldämpfer 74 in Verbindung. Beide Seitenteile und ein Oberteil des Gehäuses, das den Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 einschließt, sind aus Gummi hergestellt. Da durch die von dem Kompressor 71 und der Unterdruckpumpe 72 bzw. Saugpumpe erzeugte Wärme

35 die Temperatur im Inneren des Gehäuses ansteigt, liegt der

- 1 Strömungseinlaß des Kompressors 71 bei diesem Ausführungsbeispiel gegenüber dem Innenraum so frei, daß die aus einer Öffnung 74a des Schalldämpfers 74 zugeführte Luft niedriger Temperatur in dem Innenraum zirkulieren kann. Die Unterdruckpumpe 72 ist mit dem Schalldämpfer 74 über ein (nicht gezeigtes) Rohr verbunden. Die Auslässe des Kompressors 71 und der Unterdruckpumpe 72 sind über Rohre 79 bzw. 80 mit der Ventileinheit 73 verbunden. Mit 81 und 82 sind Druckauslässe für die Kunstherz-Antriebseinrichtungen zweier Systeme bezeichnet. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind alle elektrische Steuereinrichtungen mit Ausnahme der Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren im Inneren (an der Rückseite) der Rückenlehne 54 angebracht.
- 15 Die Konstruktion in der Umgebung der Trommel bzw. Aufwickelvorrichtung 78 ist in den Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e gezeigt. Nach Fig. 5d sind an Öffnungen 83 und 84 Rohre angeschlossen, die jeweils zu den Auslässen 81 und 82 der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz führen. Ein erstes Teil 85 hat zylindrische Form und ist mit einer axial hindurchtretenden Bohrung 85a und mit einer Ausnehmung 85b an seiner Umfangsfläche ausgestaltet. Ein zweites Teil 86 hat zylindrische Form mit Ausnahme des Teils nahe der Öffnung und ist derart auf den Außenumfang des ersten Teils 85 aufgesetzt, daß der Ausnehmung 85b Durchlässe 86a und 86b gegenüberstehen, von welchen der letztere mit der Öffnung 84 in Verbindung steht. Ein drittes Teil 89 ist über Lager 87 und 88 drehbar auf den Außenumfang des zweiten Teils 86 aufgesetzt. Das dritte Teil 89 ist mit einer den Umfang des zweiten Teils 86 an einer der Ausnehmung 85b des ersten Teils und dem Durchlaß 86a des zweiten Teils gegenüberliegenden Stelle umgebenden Nut 89a und mit einer Bohrung 89b ausgestaltet, die mit der Nut 89a in Verbindung steht. Das dritte Teil 89 ist auch mit einer Bohrung 89c versehen, die mit der Bohrung 85a des ersten Teils in Verbindung steht.

- 1 An das dritte Teil 89 ist eine Röhrenhaspel bzw. Röhrentrommel 94 angeschlossen. Die Röhren 57R und 57L für den Antrieb des künstlichen Herzens sind jeweils mit einem Ende an die als Auslässe dienenden Bohrungen 89b bzw. 89c des dritten Teils angeschlossen und erstrecken sich von diesen Anschlüssen nach außen, wobei sie längs der Umfangsfläche der Röhrentrommel 94 aufgewickelt werden. Mit 90, 91, 92 und 93 sind Dichtungsringe bezeichnet.
- 10 In der Fig. 5e ist mit M3 ein Motor zum Aufwickeln der Röhren bezeichnet, der bei diesem Ausführungsbeispiel durch einen Schrittmotor gebildet ist. Der Motor M3 ist an einem plattenförmigen Halteteil bzw. einer Halteplatte 95 befestigt und an seiner Antriebswelle mit einer Trommelantriebsrolle 96 versehen. Die Halteplatte 95 ist an einem Ende drehbar an einem Drehpunkt P gelagert und an dem anderen Ende durch einen Tauchkolben 97a eines elektromagnetischen Stellglieds 97 gehalten.
- 15 20 Die Halteplatte 95 wird normalerweise durch die Kraft einer Druckschraubenfeder 97b angehoben, wird aber bei der Erregung des Solenoids des elektromagnetischen Stellglieds 97 durch dieses nach unten gestoßen, wodurch die Trommelantriebsrolle 96 gegen eine Umfangsfläche 94a der Röhrentrommel 94 gedrückt wird.
- 25 30 35 Die Beschreibung erfolgt nun anhand der Fig. 5a, 5b und 5c. An der Außenseite der Röhrentrommel 94 sind längs deren Umfangsfläche acht drehbare Teflon-Rollen so angeordnet, daß das Heruntergleiten der Röhren 57R und 57L von der Röhrentrommel 94 verhindert wird. Das Paar von der Röhrentrommel 94 weg geführter Röhren 57R und 57L läuft durch eine Röhrenführung, die durch drei Teile aus drehbaren Teflon-Rollen 99a und 99b, 100a und 100b sowie 101a und 101b gebildet ist, welche jeweils an dem mittleren Bereich

P
PENTON
public domain

6

6

6

- 1 ausgenommen sind, damit sich die Röhren nicht verflechten
oder im Gehäuse verfangen.
- 5 Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Röhren für den
Antrieb des künstlichen Herzens so geführt, daß diese
Rollenpaare in einer schräg verlaufenden Kurve angeordnet
sind und die Abmessungen der Rollen entsprechend ihrem Ab-
stand von der Trommel zunehmen. Nahe dem Durchlaß für die
10 Röhren 57L und 57R ist ein Näherungsschalter bzw. Sensor
102 zur Erfassung von Magnetismus angebracht, während die
Röhre 57L an demjenigen Teil, der dem Näherungsschalter 102
gegenüberliegt, wenn die Röhre vollständig aufgewickelt
ist, mit einem Eisenteil 103 versehen ist.
- 15 20 Die Fig. 6b zeigt den Stützaufbau für die Armlehnen-Tragsäule 55 usw. bei der Ansicht von einer Linie VIa-VIa in
Fig. 2c, während die Fig. 6b einen Schnitt in der Ansicht
von der Linie VIb-VIb in Fig. 6a zeigt. Gemäß den Fig. 6a
und 6b hat die Tragsäule 55 zylindrische Form und ist an
ihrem unteren Teil mit einem halbkreisförmigen Flansch 55a
versehen. Die Drehung der Tragsäule 55 in einer Richtung
wird dadurch begrenzt, daß ein Ende des Flansches 55a gegen
einen vorspringenden Teil 110 an dem Gehäuse stößt, während
die Drehung in der anderen Richtung durch einen vorsprin-
25 genden Teil 111 an dem Gehäuse oder durch einen vorsprin-
genden Teil 112a eines Arms 112 begrenzt ist.
- 30 Der Arm 112 ist an einem Ende drehbar durch einen Stift 113
gelagert und an dem anderen Ende durch ein elektromagnetisches
Stellglied 114 gehalten. Normalerweise wird der Arm
112 durch eine Feder 114a zu der Tragsäule 55 hin gedrückt,
so daß bei diesem in Fig. 6a gezeigten Zustand der Flansch
55a durch den vorspringenden Teil 110 des Gehäuses und den
vorspringenden Teil 112a des Arms verriegelt wird.
35

1 Wenn das Solenoid des elektromagnetischen Stellglieds 114
erregt wird, wird ein Tauchkolben 114b eingezogen, wodurch
der Arm 112 im Uhrzeigersinn schwenkt, so daß der vorspringende Teil 112a von dem Flansch 55a gelöst wird. Infolgedessen wird die Tragsäule 55 aus ihrem Verriegelungszustand freigegeben. Bei diesem Zustand ist die Bewegung des Flanschs 55a durch die vorspringenden Teile 110 und 111 des Gehäuses begrenzt, so daß die Tragsäule, nämlich die Armlehne 52L
um einen Schwenkwinkel im Bereich bis zu 90 Grad drehbar
10 wird.

Ferner ist nahe einem Ende des Arms 112 ein Mikroschalter SW3L für die Erfassung einer Stellung des Arms 112 angebracht (während an der anderen Armlehne ein weiterer Mikroschalter SW3R angebracht ist). Bei dem in Fig. 6a gezeigten Verriegelungszustand der Armlehne ist der Schalter eingeschaltet, während er bei dem Entriegelungszustand der Armlehne ausgeschaltet ist. Die für die Verbindung der Schalter und anderer Einrichtungen an der Armlehne mit dem Einrichtungshauptteil verwendeten Leitungen werden durch eine Innenbohrung der Tragsäule 55 geführt.

In der Fig. 7a ist die Umgebung des Fahrsteuerhebels 58 gezeigt. Ein unteres Ende 58a des Steuerhebels hat einen verengerten Durchmesser und wird in die Ausnehmung einer unteren Haltefassung 115 eingesetzt. Der Steuerhebel 58 ist mit einer durch seine Mitte mit Ausnahme eines Teils an dem Ende 58a hindurchtretenden Bohrung ausgebildet, in die eine Stange 116 eingesetzt ist. An der unteren Seite eines aufgeweiteten Teils der Stange 116 an deren unterem Ende ist eine Druckfeder 117 angeordnet, während an der oberen Seite des aufgeweiteten Teils kleine Kugelchen 118a und 118b angeordnet sind. An den benachbarten Stellen ist das Ende 58a des Steuerhebels mit Öffnungen versehen, deren Durchmesser geringfügig kleiner

1 als derjenige der kleinen Kugelchen 118a und 118b ist.

- Bei dem in Fig. 7a gezeigten Zustand wird daher die Stange 116 durch die Kraft der Feder 117 hochgeschoben, wodurch
5 die kleinen Kugelchen 118a und 118b gleichfalls hochge-
schoben werden und über die genannten Öffnungen geringfü-
gig zur Außenseite des Steuerhebels 58 herausragen. Hier-
bei wird der die Kugelchen enthaltende Außendurchmesser
10 des Endes 58a des Steuerhebels so gewählt, daß er größer
als der Innendurchmesser der oberen Ausnehmung der Halte-
fassung 115 ist. Auf diese Weise wird der Steuerhebel 58
in dieser Stellung verriegelt und kann auch mit einer nach
oben gerichteten Kraft nicht herausgezogen werden.
- 15 Wenn andererseits an dem Steuerhebel 58 eine die Stange 116
nach unten schiebende Kraft ausgeübt wird, wird die die
kleinen Kugelchen 118a und 118b nach außen schiebende Kraft
aufgehoben, so daß die Kugelchen aus den Öffnungen im Ende
58a des Steuerhebels heraustreten, wodurch der Steuerhebel
20 entriegelt wird. Infolgedessen kann der Steuerhebel 58
leicht herausgezogen werden. Die Haltefassung 115 ist mit
einem Mikroschalter SW4 für das Erfassen des Vorhandenseins
des Steuerhebels 58 versehen. Der Kontakt des Schalters SW4
wird eingeschaltet, wenn gemäß der Darstellung in Fig. 7a
25 der Steuerhebel 58 eingesetzt ist, und ausgeschaltet, wenn
der Steuerhebel herausgezogen ist.

Die Haltefassung 115 ist an einem unteren kugelförmigen Teil
115a derselben so gelagert, daß sie um den Teil 115a herum
30 frei drehbar ist. Aus dem kugelförmigen Teil erstreckt sich
nach unten ein langer Stab 115b, dessen unteres Ende gemäß
der Darstellung in Fig. 7b gestaltet ist.

Nach Fig. 7b sind zwei halbkreisförmige dünne Platten 119
35 und 120 unter rechtem Winkel übereinandergesetzt. In den

- 1 Platten 119 und 120 sind jeweils durchgehende langgestreckte Schlitze 119a bzw. 120a ausgebildet, während in den Überkreuzungsteil zwischen den beiden Schlitzen 119a und 120a der Stab 115b eingeführt ist. Die Platten 119 und 120 sind an ihren beiden Enden drehbar gelagert. Die Platte 119 ist an einem Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Widerstands 121 angeschlossen, während die Platte 120 an einem Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Widerstands 122 angeschlossen ist.

10 Die äußere Gestaltung der Ventileinheit 43 ist in der Fig. 8 gezeigt. Gemäß der Darstellung in Fig. 8 weist die Ventileinheit 73 eine Anzahl von Solenoidventilen und Druckfühlern auf. Im Inneren eines kastenähnlichen Gehäuses sind verschiedenerlei Bohrungen zur Strömungsverbindung von Durchlässen ausgebildet, wodurch die Erfordernis von Rohren entfällt, welche zum Verbinden der Durchlässe für die einzelnen Solenoidventile verwendet werden. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden zwölf Solenoidventile gleichen Aufbaus verwendet. Obzwar dies in der Fig. 8 nicht dargestellt ist, werden vier Druckführer verwendet. Mit 73a ist ein Unterdruckeinlaß bezeichnet, mit 73b ist ein Überdruckeinlaß bezeichnet und mit 81 und 82 sind die Druckauslässe für die unabhängigen Systeme bezeichnet. Die an diese Auslässe angeschlossenen Rohre sind ihrerseits mit den Öffnungen 83 und 84 des Röhrenaufwickelmechanismus verbunden.

15 20 25 30 35 Ferner ist die Ventileinheit 73 an dem nicht dargestellten Teil mit weiteren Auslässen für die Druckabgabe aus den gleichen Systemen wie denjenigen für die Auslässe 81 und 82 versehen. Die an diese weiteren Auslässe angeschlossenen Rohre sind ihrerseits unter Umgehung des Röhrenaufwickelmechanismus direkt mit einem in Fig. 2c gezeigten Luftrohranschluß 123 für Notfälle verbunden. Dieser Anschluß wird dann benutzt, wenn irgendeine Anormalität an den Röhren 571,

- 1 und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens auftritt,
wobei der Auslaß für diesen Anschluß normalerweise ge-
schlossen ist.
- 5 Die Fig. 9a, 9b, 9c und 9d zeigen eine Draufsicht, eine
rechte Seitenansicht, eine linke Seitenansicht und eine
vergrößerte Längsschnittsansicht eines jeweiligen, in Fig.
8 gezeigten Solenoidventils (elektromagnetischen Steuer-
ventils). Gemäß den Fig. 9a, 9b, 9c und 9d hat das Sole-
noidventil ein Ventilgehäuse 11, in dem ein erster Durch-
laß 12 und ein zweiter Durchlaß 13 ausgebildet sind. Der
Innenraum des Gehäuses 11 ist durch einen Ventilsitz 14
in eine erste Innenkammer 15 in Verbindung mit dem ersten
Durchlaß 12 und eine zweite Innenkammer 16 in Verbindung
mit dem zweiten Durchlaß 13 aufgeteilt. An dem Ventilge-
häuse 11 ist über ein Dichtungsmaterial 17 ein Spulenge-
häuse 18 aus magnetischem Material befestigt.
- 20 In das Spulengehäuse 18 ein Spulenkörper 20 eingesetzt, um
den eine Wicklung 19 gewickelt ist und der von einem Paar
Sockel 21 und 22 aus magnetischem Material getragen ist.
An dem Sockel 21 ist ein feststehender Kern 23 aus magne-
tischem Material befestigt. Der Kern 23 hat einen mittigen
Hohlraum, durch den hindurch sich eine Führungsstange 24
25 aus nichtmagnetischem Material erstreckt. An der Führungs-
stange 24 ist ein bewegbarer Kern 25 aus magnetischem Ma-
terial befestigt. Ein Ende der Führungsstange 24 wird durch
eine Schraubenfeder 26 nach links gedrückt. Das andere Ende
der Führungsstange 24 tritt durch ein Lager 27 und einen
30 Balgen bzw. eine Mänschette 28 hindurch; während an seinem
äußersten Endteil ein Ventilkörper 29 befestigt ist. Der
Innenraum des Balgens 28 steht über kleine Öffnungen 30 und
37 mit der ersten Innenkammer 15 (bei dem dargestellten Zu-
stand) oder mit der zweiten Innenkammer 16 (bei der Verstel-
lung der Führungsstange 24 nach rechts) in Verbindung.

1 Wenn die Wicklung 19 erregt wird, bewirkt dies einen Magnetfluß auf dem Kreis Kern 23—Kern 25 — Sockel 22 — Gehäuse 18—Sockel 21 — Kern 23, so daß an dem Kern 25 eine Kraft wirkt, die den Kern 25 zu dem Kern 23 zieht; dadurch wird die Führungsstange 24 nach rechts bis zu einer Stelle bewegt, an der diese Anziehungskraft durch die Abstoßkraft der Schraubenfeder 26 ausgeglichen wird. Infolgedessen wird der Ventilkörper 29 von dem Ventilsitz 14 um eine Strecke entfernt, die der Anziehungskraft entspricht. Eine Stirnfläche 23a des Kerns 23 hat W-artige Form, während eine Stirnfläche 25a des Kerns 25 eine zur Aufnahme des mittleren Vorsprungs der gegenüberliegenden Stirnfläche 23a vertiefte Form hat. Ferner sind innere Seitenflächen 23b der beiden Randvorsprünge bei der W-artigen Form verjüngt. Durch diese verjüngten bzw. konischen Formen wird das Verhältnis eines Erregungswerts zu einer Bewegungsstrecke der Führungsstange 24 (nämlich einem Spalt zwischen den Stirnflächen 23a und 25a) so gestaltet, daß in einem weiteren Bereich ein proportionaler Zusammenhang besteht. Ferner hat das Solenoidventil dieser Art ein gutes Ansprechvermögen hinsichtlich seines bewegbaren Teils, was eine schnelle Steuerung des Öffnens und Schließens erlaubt.

25 Die Fig. 10 ist eine schematische Funktionsdarstellung der ganzen Einrichtung nach Fig. 1. In der Fig. 10 sind mit 1R und 1L künstliche Herzen bezeichnet. Wenn an diese künstlichen Herzen 1R und 1L abwechselnd Überdruck und Unterdruck angelegt wird, wird eine darin angeordnete Membran impulsartig versetzt, um damit Blut in einer bestimmten, durch die Wirkung von Ventilen festgelegten Richtung zu befördern. Zum Anlegen der Drücke an die künstlichen Herzen 1R und 1L verwendete Röhren 2a und 2b werden über auf ihre Enden aufgesetzte Verbindungsstücke mit den Röhren 57R bzw. 57L für den Antrieb der künstlichen Herzen verbunden.

35

- 1 Ein Kunstherz-Antriebsmechanismus 300 für das Zuführen der
Luft unter vorbestimmtem Druck zu den künstlichen Herzen
1R und 1L wird elektrisch mittels einer Steuereinheit 400
für die künstlichen Herzen gesteuert. Eine Anzeigesteuer-
einheit 500 erzeugt ein zusammengesetztes Videosignal für
die Darstellung von Informationen aus der Steuereinheit 400
an dem Bildschirm TV. Die Anzeigesteuereinheit 500 kann
durch eine im Handel erhältliche Einheit gebildet sein,
welche einen Anzeigesignalspeicher, einen Zeichengenerator
(Festspeicher), integrierte Schaltungen zur Anzeigesteuerung
usw. enthält. Ein Bedienungsfeld 600 ist ein Schalterfeld
für das Ändern und Befehlen von verschiedenerlei Ansteue-
rungsparametern für das künstliche Herz und ist an die
Steuereinheit 400 anschließbar. Es ist anzumerken, daß in
einem Festspeicher in der Steuereinheit 400 als Ansteuerungs-
parameter von vorneherein Optimalwerte eingespeichert wer-
den und praktisch keine Notwendigkeit besteht, das Schal-
terfeld zu benutzen.
- 20 Die Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren
dient zum Steuern der Gleichstrommotoren M1 und M2, die be-
trieblich mit den Hinterrädern 51b des Rollstuhls verbunden
sind. Eine Systemsteuereinheit 200 liest Schaltzustände
von verschiedenerlei Schaltern ein, sendet ein Signal an
25 die Kunstherz-Steuereinheit 400 und steuert das Ein- und
Ausschalten der Steuereinheit 75, des Bildschirms TV usw.

Die Einzelheiten des in Fig. 10 gezeigten Antriebsmechanis-
mus 300 für die künstlichen Herzen sind in der Fig. 11 ge-
30 zeigt. Gemäß Fig. 11 stehen der Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 mit der Außenluft über den Schalldämpfer 74 in Verbindung. An die Druckauslässe des Kompressors 71 und der Unterdruckpumpe 72 ist eine Anzahl von Solenoid-
ventilen usw. angeschlossen, wobei diese Bauteile in zwei
35 Systeme aufgeteilt sind. Ein System dient für den Antrieb

- 1 des rechten künstlichen Herzens 1R, während das andere System zum Antrieb des linken künstlichen Herzens 1L dient.
- 5 Zuerst wird das rechte System beschrieben. Mit 131 ist ein Druckregelventil für das Einstellen des an das künstliche Herz anzulegenden Überdrucks bezeichnet, das hinsichtlich seines Öffnens und Schließens entsprechend einem Ausgangssignal eines Druckföhlers PS1 gesteuert wird, welcher an dem Auslaß des Ventils angeordnet ist. Mit 132 ist ein Solenoidventil bezeichnet, das zur Ein- und Ausschaltsteuerung für das Anlegen des durch das Druckregelventil 131 usw. bestimmten Überdrucks an das künstliche Herz 1R dient. Ein zu dem Druckregelventil 131 parallel geschaltetes Solenoidventil 135 dient zum Kompensieren einer Druckverringerung, die bei dem Anstieg des an das künstliche Herz angelegten Drucks auftritt. Gleichzeitig wird mit einem Solenoidventil 133 der Unterdruck eingeregelt, während ein Solenoidventil 134 die Ein- und Ausschaltsteuerung des an das künstliche Herz angelegten Unterdrucks herbeiführt und ein Solenoidventil 136 eine Druckverringerung kompensiert. Ein Druckföhler PS3 erfaßt den Unterdruck in diesem System. Das linke System ist auf gleichartige Weise gestaltet. D.h., Solenoidventile 137, 138 und 141 sind jeweils ein Druckregelventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil und ein Druckkompensationsventil für das Überdrucksystem, während Solenoidventile 139, 140 und 142 jeweils ein Druckregelventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil bzw. ein Druckkompensationsventil für das Unterdrucksystem sind. Druckföhler PS2 und PS4 dienen zum Erfassen des Drucks in dem Überdrucksystem bzw. dem Unterdrucksystem.

Die Gestaltung der in Fig. 10 gezeigten Steuereinheit für die künstlichen Herzen ist in den Fig. 12a und 12b gezeigt. Dieser Schaltungsaufbau führt zunächst gemäß Fig. 12a die Druckeinstellsteuerung bzw. Druckregelung aus. Im einen

- 1 wird jeweils entsprechend den beiden Signalen aus den Druckfühlern PS1, PS2, PS3 und PS4 und vorgewählten Druckwerten das Öffnen und Schließen der Solenoidventile 131, 137, 133 und 139 gesteuert. Dieser Schaltungsaufbau selbst wird
5 durch eine Mikrocomputereinheit CPU1 gesteuert.

Analogsignale RPP, LPP, RNP und LNP aus den Druckfühlern PS1, PS2, PS3 und PS4 werden über ein Verbindungsteil J5 an einen Analog/Digital-Wandler Z16 angelegt. Der A/D-Wandler Z16 ist mit acht Eingangskanälen ausgestattet und hat ein Auflösungsvermögen von 12 Bits. Mit EOC ist ein Ausgangsanschluß für ein Signal zur Anzeige des Abschlusses der Umsetzung bezeichnet, mit STROBE ist ein Eingangsanschluß für die Eingabe des Befehls zur Umsetzung bezeichnet,
10 mit EN1, EN2 und EN3 sind Eingangsanschlüsse zum Steuern der Ausgangsfreigabe oder Ausgangssperrung der umgesetzten digitalen Daten bezeichnet und mit A1, A2, A4 und A8 sind Eingangsanschlüsse zum Bestimmen der Eingangskanäle bezeichnet.
15 Der A/D-Wandler Z16 ist über ein Verbindungsteil J4 mit der Mikrocomputereinheit CPU1 verbunden.
20

Die Solenoide der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139 sind an ein Verbindungsteil J3 angeschlossen. Mit SSR1, SSR2, SSR3 und SSR5 sind Festkörperrelais für das Ein- und Ausschalten der Erregung dieser Solenoide bezeichnet, wobei diese Relais durch Ausgangssignale der Mikrocomputereinheit CPU1 über eine Pufferstufe Z15 gesteuert werden.
25 Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600 ist an ein Verbindungsteil J1 angeschlossen. Die an das Verbindungsteil J1 angelegten Signale werden ihrerseits über einen Puffer BF1 und eine Entprellschaltung CH1 an die Eingänge des Mikrocomputers CPU1 angelegt. An einen Teil der Eingänge der Mikrocomputereinheit CPU1 werden die Signale aus der Systemsteuereinheit 200 angelegt. An
30 35 andere Kanäle der Mikrocomputereinheit CPU1 ist die Anzeige-

1 steuereinheit 500 angeschlossen.

5 Der in Fig. 12b dargestellte Schaltungsaufbau dient zur Steuerung der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 für das Ein- und Ausschalten des Drucks sowie der Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 für die Druckkompensation. Dieser gesamte Schaltungsaufbau wird durch eine Mikrocomputereinheit CPU2 gesteuert. Die Erregung der Solenoide der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 wird jeweils 10 durch Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7 und SSR8 gesteuert, welche ihrerseits durch entsprechende Ausgangssignale der Mikrocomputereinheit CPU2 gesteuert werden.

15 An die zur Steuerung der Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7 und SSR8 verwendeten Ausgänge der Mikrocomputereinheit CPU2 sind jeweils parallel Treiberschaltungen DV1, DV2, DV3 bzw. DV4 angeschlossen. Die Treiberschaltungen DV1 bis DV4 haben alle den gleichen Aufbau.

20 Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600 ist an ein Verbindungsteil J6 angeschlossen. Die an das Verbindungsteil J6 angelegten Signale werden ihrerseits über einen Puffer BF2 und eine Entprellschaltung CH2 an die Eingänge der Mikrocomputereinheit CPU2 angelegt. Andere Eingänge bzw. Anschlüsse der Mikrocomputereinheit CPU2 sind 25 mit der Systemsteuereinheit 200 und der Anzeigesteuereinheit 500 verbunden.

30 Es wird nun die Treiberschaltung DV1 beschrieben. Mit TG ist eine Triggerschaltung für das Erfassen des Abfallens eines Eingangssignals bezeichnet, während mit TM1 und TM2 Zeitgeber bezeichnet sind.

35 Die Betriebszeiten usw. der Treiberschaltung DV1 sind in der Fig. 12c dargestellt. Gemäß Fig. 12c wird unter einer vorbestimmten Periode das Festkörperrelais SSR5 wiederholt



- 1 ein- und ausgeschaltet und dementsprechend das Solenoidventil 132 geöffnet und geschlossen. Durch das Abfallen des Signals für die Steuerung des Festkörperrelais SSR5 werden die Zeitgeber TM1 und TM2 getriggert. Durch das
- 5 Triggern wird der Ausgangspegel des Zeitgebers TM1 auf den Pegel II umgeschaltet und von dieser Umschaltung an für eine Dauer T1 auf diesem Pegel II gehalten. Der Zeitgeber TM2 wird gleichfalls zum Umschalten auf den Pegel II getriggert und hält dann für eine Zeitspanne T2 den Pegel II fest. Die Zeiten T1 und T2 werden so gewählt, daß $T1 < T2$ gilt.
- 10

Das Festkörperrelais SSR9 zum Steuern des Solenoidventils 135 wird dann eingeschaltet, wenn das Ausgangssignal des Zeitgebers TM1 den Pegel I und das Ausgangssignal des Zeitgebers TM2 den Pegel II hat, nämlich nur während einer Zeit $T3 = T2 - T1$. Die Zeit T3 liegt im Zeitraum des Abschaltens des Festkörperrelais SSR5, nämlich des Schließens des Solenoidventils 132, so daß der höhere Druck aus dem Kompressor 71 niemals direkt an das künstliche Herz angelegt wird. Obwohl der Druck an dem Auslaß des Solenoidventils 131 nach dem Öffnen des Solenoidventils 135 etwas höher als der eingestellte Druck wird, wird der Druck an dem künstlichen Herzen niemals höher als der eingestellte Druck, da der Auslaßdruck des Solenoidventils 131 unmittelbar nach dem darauffolgenden Öffnen des Solenoidventils 132 unter den vorbestimmten Druck abgesenkt wird. Bei diesem Ausführungsbeispiel erfolgt eine Zusammenfassung an den Druckauslässen der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139. Alternativ werden die Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 unter einer vorbestimmten Zeitsteuerung während der Schließdauer der Solenoidventile 132, 138, 134 bzw. 140 geöffnet, wodurch an dem künstlichen Herzen die Druckkurvenform mit dem scharfen Anstieg gemäß der Darstellung in Fig. 12c auftritt. Falls die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136

15

20

25

30

35

1 und 142 nicht geöffnet werden, wird der Anstieg der Druckkurvenform gemäß der Darstellung durch eine strichpunktierte Linie verzögert. Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel sind zwar die Druckkompensations-Solenoidventile so
5 wohl im Überdrucksystem als auch im Unterdrucksystem vorgesehen, jedoch wurde festgestellt, daß in der Praxis ein zufriedenstellendes Ergebnis auch dann erzielt werden kann,
10 wenn diese Solenoidventile nur in dem Überdrucksystem vorgesehen werden.

15 Die bei diesem Ausführungsbeispiel verwendeten Mikrocomputereinheiten CPU1 und CPU2 sind Einzelplatinen-Mikrocomputereinheiten H62SC01 von Hitachi Ltd. Die gesamte Gestaltung der Mikrocomputereinheit H62SC01 ist in der Fig. 13
gezeigt. Gemäß Fig. 13 weist jede Einheit einen Mikroprozessor 6802, Eingabe/Ausgabeeinheiten, Zeitgeber, Schreib/
Lesespeicher, Festspeicher usw. auf.

20 Die Fig. 14 zeigt den Aufbau des Bedienungsfelds 600. Gemäß Fig. 14 dienen Schalter SW1', SW2', SW3', SW4', SWS', SW6',
SW7' und SW8' zur Abgabe von Befehlen für die Druckeinstellung, und zwar zum Befehlen des Anhebens des Überdrucks links, des Absenkens des Überdrucks links, des Anhebens des Unterdrucks links, des Absenkens des Unterdrucks links,
25 des Anhebens des Überdrucks rechts, des Absenkens des Überdrucks rechts, des Anhebens des Unterdrucks rechts bzw. des Absenkens des Unterdrucks rechts. Schalter SW9', SW10', SW11' und SW12' dienen zum Einstellen des an dem künstlichen Herzen angewandten Einschaltverhältnisses des Überdrucks
30 zu dem Unterdruck, und zwar zum Befehlen der Erhöhung des Einschaltverhältnisses links, der Absenkung des Einschaltverhältnisses links, der Erhöhung des Einschaltverhältnisses rechts bzw. der Absenkung des Einschaltverhältnisses rechts. Mit SW13' und SW14' sind Schalter zum Befehlen des Steigerns bzw. Verringerns des Herztaktes bezeichnet.

- 1 Die Fig. 15 zeigt Einzelheiten der in Fig. 10 gezeigten Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren. Gemäß Fig. 15 sind die Rollstuhl-Antriebsmotoren M1 und M2 an gesonderte Treiberschaltungen MD1 bzw. MD2 angeschlossen.
- 5 5 Die Treiberschaltungen MD1 und MD2 sind jeweils eine H- bzw. Gegentaktbrücken-Treiberschaltung, bei denen dann, wenn eines von auf einer Diagonale liegenden Schaltelementen eingeschaltet wird, in einem Anker des Motors Strom in einer vorbestimmten Richtung fließt, so daß der Motor in einer vorbestimmten Richtung dreht.
- 10 10

Parallel zu dem Anker des Motors M1 ist der Kontakt eines Relais RL1 geschaltet. Dieser Kontakt ist normalerweise geschlossen bzw. ein Ruhekontakt. Daher wird der Kontakt beim Einschalten des Relais RL1 geöffnet, jedoch beim Ausschalten geschlossen, so daß eine dynamische Bremsung herbeigeführt wird. Der Motor M2 weist eine gleichartige Brems- schaltung auf.

- 15 20 Die beiden Motortreiberschaltungen MD1 und MD2 werden durch einen Mikrocomputer CPU3 gesteuert. Die Motortreiberschaltung MD1 ist über eine Pufferschaltung BF3 an Ausgänge 01, 02 und 03 des Mikrocomputers CPU3 angeschlossen, während die Motortreiberschaltung MD2 über die Pufferschaltung BF3 an Ausgänge 04, 05 und 06 des Mikrocomputers CPU3 ange- schlossen ist. Dem Mikrocomputer CPU3 wird eine Versorgungs- spannung Vcc aus einer stabilisierten Stromversorgungsschal- tung bzw. einem Spannungsregler RPS zugeführt. Der Eingang des Spannungsreglers RPS ist über ein Relais RL3 an eine Batterie mit 24V angeschlossen. Das Relais RL3 wird durch die Systemsteuereinheit 200 gesteuert.
- 25 30

- 35 35 Die Schleifer der beiden, mit dem Steuerhebel 58 verbunde- nen veränderbaren Widerstände bzw. Potentiometer 121 und 122 sind mit einem ersten bzw. einem zweiten Kanal CH1 bzw.

- 1 CH2 eines Analog/Digital-Wandlers AD2 verbunden, dessen Ausgänge D0 bis D7 mit Eingängen des Mikrocomputers CPU3 verbunden sind. An die beiden Potentiometer 121 und 122 wird aus dem Spannungsregler RPS eine vorbestimmte konstante Spannung angelegt.
- 5

Die Fig. 16 zeigt ausführlich den Aufbau der Systemsteuer-einheit 200 nach Fig. 10. Gemäß Fig. 16 wird die System-steuereinheit 200 durch einen Mikrocomputer CPU4 gesteuert. 10 Die Eingänge des Mikrocomputers CPU4 sind mit den verschiedenen Schaltungen SW1L, SW1R, SW3L, SW3R, SW4 und 102 über eine Pufferschaltung BF4 verbunden.

15 Der Aufwickelbefehl-Schalter SW2 ist über die Pufferschal-tung BF4 mit einer Schrittmotor-Treiberstufe PMD und einer Solenoid-Treiberstufe SD1 verbunden. Die Treiberstufe PMD treibt den Aufwickel-Motor M3 an, während die Treiberstufe SD1 ein Solenoid SL3 des elektromagnetischen Stellglieds 97 speist. Eine an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4 angeschlossene Schaltung mit Festkörperrelais SSR13 und SSR17 usw. dient zur Ansteuerung des in Fig. 15 gezeigten Stromversorgungsrelais RL3. An Ausgänge des Mikrocomputers CPU4 angeschlossene Festkörperrelais SSR14 und SSR15 dienen zum Speisen der Solenoide der elektromagnetischen Stell-glieder 114 für das Verriegeln der linken bzw. rechten 20 Armlehne.

Mit BZ ist ein Warnsummer bezeichnet. Mit LE1 und LE2 sind 30 Leuchtdioden bezeichnet, die eine Alarmanzeige für das Kunstherzsystem abgeben und die in der in Fig. 2a gezeigten Alarmanzeige S9 angebracht sind. Mit LE3 und LE4 sind Leuchtdioden bezeichnet, die einen Alarm hinsichtlich des Rollstuhlsystems anzeigen und in der Alarmanzeige 60 ange-bracht sind. Die Leuchtdioden LE1 und LE3 geben rotes Licht 35 ab, während die Leuchtdioden LE2 und LE4 grünes Licht abgeben.

- 1 Ein an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4 angeschlossene Festkörperrelais SSR16 dient zur Ein- und Ausschaltsteuerung der Stromversorgung des Bildschirms TV. Ein Schalter SW5 ist ein von Hand betätigbarer Schalter für das Ein- und Ausschalten des Bildschirms TV. Mit IF1, IF2, IF3 und IF4 sind Schnittstellenschaltungen für die Übertragung von Signalen zu anderen Schaltungen bezeichnet. Die Schnittstellenschaltungen IF1 und IF2 sind mit der Mikrocomputereinheit CPU1 verbunden, während die Schnittstellenschaltungen IF3 und IF4 mit dem Mikrocomputer CPU3 verbunden sind. Diese Schnittstellenschaltungen IF1, IF2, IF3 und IF4 weisen jeweils einen Inverter, einen Fotokoppler PC1 usw. auf.
- 5
- 10
- 15 Die Fig. 17a, 17b und 17c veranschaulichen die gesamte Funktionsweise des Mikrocomputers CPU3 nach Fig. 15, während die Fig. 17d ein Beispiel für die Betriebszeitsteuerung zeigt. In der Fig. 17a ist eine Hauptroutine dargestellt, in der Fig. 17b ist eine Spannungsabfrage-Unterroutine dargestellt und in der Fig. 17c ist eine Unterbrechungs-Verarbeitungsroutine dargestellt.
- 20
- 25 Es wird nun der gesamte Betriebsablauf beschrieben. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden zur Verringerung von Leistungsverlusten die beiden Gleichstrommotoren M1 und M2 einer Schaltsteuerung unterzogen, wobei die Impulsbreite der Einschaltimpulse entsprechend den Stellungen der mit dem Steuerhebel S8 verbundenen Potentiometer 121 und 122 moduliert wird, um dadurch eine Motordrehzahl einzustellen.
- 30
- 35 Wenn an den Ausgängen 02 und 05 des Mikrocomputers CPU3 positive Impulse anliegen, werden die beiden Motoren M1 und M2 in Vorwärtsrichtung angetrieben, während beim Anliegen von positiven Impulsen an den Ausgängen 03 und 06 des Mikrocomputers die beiden Motoren M1 und M2 in Rückwärtsrichtung angetrieben werden. Bei diesem Ausführungsbeispiel

1 bewegt sich der Rollstuhl vorwärts, wenn die beiden Motoren
M1 und M2 mit der gleichen Drehzahl in Vorwärtsrichtung an-
getrieben werden, rückwärts, wenn die beiden Motoren mit
5 der gleichen Drehzahl in Gegenrichtung angetrieben werden,
und in Kurven bzw. Bögen vorwärts oder rückwärts in den
von den vorstehend angeführten abweichenden Fällen. Wenn
die beiden Motoren M1 und M2 nicht angetrieben werden, wer-
den die Relais RL1 und so weiter abgeschaltet, so daß zum
10 Erzielen der Bremswirkung die Anker der Motoren M1 und M2
kurzgeschlossen werden.

Anhand der Fig. 17a, 17b, 17c und 17d wird nun die Funk-
tion des Mikrocomputers CPU3 in Aufeinanderfolge beschrie-
ben. Zuerst wird bei dem Einschalten der Stromversorgung,
15 nämlich beim Einschalten des in Fig. 15 gezeigten Relais RL3 von dem Mikrocomputer CPU3 der Pegel an den jeweiligen
einzelnen Ausgängen eingestellt und der Inhalt des Schreib/
Lesespeichers (RAM) gelöscht, wonach im voraus in dem Fest-
speicher (ROM) gespeicherte Anfangsparameter in Register
20 eingespeichert werden, die den einzelnen Parametern zuge-
ordnet sind. Bei diesem Anfangszustand werden die Ausgänge
01 und 04 des Mikrocomputers CPU3 auf den Pegel L geschalt-
tet, so daß damit die Bremsbetriebsart eingeschaltet wird.
Ferner wird bei diesem Zustand eine Unterbrechung gesperrt.
25

Wenn der Mikrocomputer auf eine mögliche Unterbrechung ge-
schaltet wird, gibt der Zeitgeber für jeweils eine vorbe-
stimmte Zeitperiode eine Unterbrechungsanforderung ab.
Falls die Unterbrechung herbeigeführt wird, führt der Mik-
rocomputer CPU3 die in Fig. 17c gezeigte Verarbeitung aus.
30 Diese Verarbeitung wird nachfolgend in Einzelheiten be-
schrieben.

Dann liest der Mikrocomputer CPU3 die Schleiferpotentiale
35 bzw. Schleiferspannungen der mit dem Fahrsteuerhebel 58

1 verbundenen Potentiometer 121 und 122 ein. Die Einzelheiten dieser Abfrage sind in der Fig. 17b gezeigt. Wenn als Ergebnis der Abfrage das gerade bestehende Potential von dem zuvor abgefragten Wert verschieden ist, nämlich der Steuerhebel 58 bewegt worden ist, schreibt der Mikrocomputer CPU3 die Drehzahlbefehlsdaten für die Motoren fort und arbeitet danach folgendermaßen:

10 Durch Vergleichen der Drehzahlbefehlsdaten mit vorbestimmten Werten wird ermittelt, ob das Fahren oder das Bremsen verlangt ist. Im einzelnen wird bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel an jeweils ein Ende der Potentiometer 121 und 122 die konstante Spannung von 12V angelegt, so daß das Schleiferpotential einen Wert von ungefähr 6V annimmt, wenn der Steuerhebel 58 in seiner neutralen Stellung (Anhaltestellung) steht. Da somit ein Bereich von ungefähr 6 \pm 0,2 V als Anhaltebereich anzusehen ist, werden die Drehzahlbefehlsdaten mit Daten verglichen, welche die obere und die untere Grenze dieses Anhaltebereichs darstellen (nämlich mit vorbestimmten bzw. Sollwerten). Eine Spannung über den dem Anhaltebereich entsprechenden Werten gibt den Vorwärtsantrieb an, während eine Spannung unterhalb dieser Werte den Rückwärtsantrieb angibt.

25 15 Wenn die Drehzahlbefehlsdaten einen Anhaltewert darstellen (nämlich unterhalb der Sollwerte liegen), wird die Unterbrechung gesperrt, wonach die Ausgänge 02, 03, 05 und 06 auf den niedrigen Pegel L geschaltet werden, um den Motorantrieb zu unterbinden, die Ausgänge 01 und 04 auf den niedrigen Pegel L geschaltet werden, um die Bremsbetriebsart einzuschalten, und eine Bremskennung auf "1" eingeschaltet wird.

30 35 Wenn andererseits die Drehzahlbefehlsdaten einen Antriebswert haben (nämlich oberhalb der Sollwerte liegen), werden

- 1 aufgrund der Drehzahlbefehlsdaten Impulsbreiten (Perioden) LD und RD von Impulsen für den Antrieb der Motoren M1 bzw. M2 berechnet. Wenn die Bremskennung auf "1" geschaltet ist, wird die Bremsbetriebsart folgendermaßen abgeschaltet: Der Wert eines Zählers COT wird auf 0 gelöscht, die Ausgänge 01 und 04 werden auf den Pegel H geschaltet (Relais RL1 "EIN") und die Bremskennung wird auf "0" abgeschaltet, um damit die Unterbrechungsanforderung zuzulassen.
- 5
- 10 Es wird nun die Spannungsabfrageverarbeitung (nach Fig. 17b) beschrieben. Zuerst wird die Eingangskanalbestimmung für den A/D-Wandler AD2 auf CH1 geschaltet (Ausgangsspannung des Potentiometers 121), ein A/D-Umsetzungs-Startbefehl TRIG abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung, nämlich die Ausgabe des Signal EOC abgewartet. Auf den Abschluß der Umsetzung hin werden die umgesetzten Daten eingelesen und in ein vorbestimmtes Register eingespeichert. Darauffolgend wird die Eingangskanalbestimmung auf CH2 geschaltet (Ausgangsspannung des Potentiometers 122), der A/D-Umsetzungs-Startbefehl abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung abgewartet. Auf den Abschluß der Umsetzung hin werden wieder die umgesetzten Daten eingelesen und in ein vorbestimmtes Register eingespeichert.
- 15
- 20
- 25 Die Unterbrechungsverarbeitung nach Fig. 17c wird nun anhand des Betriebszeitdiagramms in Fig. 17d beschrieben. Der Zähler COT dient zur Zeitzählung; im einzelnen ist der Zähler durch einen N-Notationszähler bzw. N-Einstellungs-zähler gebildet, der folgendermaßen zählt: 0, 1, 2, ..., N - 1, N, 0, 1, ...; Bei jedem Ausführen des Unterbrechungsprogramms wird diese Hochzählung in Einzelschritten ausgeführt. Die dem Wert N entsprechende Zeitdauer stellt eine Periode der Motorantriebsimpulse dar.
- 30

- 1 Wenn der Zählerwert des Zählers COT zu 0 wird, wird der durch die Motorantriebsrichtungen bestimmte Ausgang auf den hohen Pegel H geschaltet. D.h., für den linken Motor M1 wird zur Vorwärtsgeschwindigkeit der Ausgang O2 und zur Rückwärtsgeschwindigkeit der Ausgang O3 auf den Pegel H geschaltet. Für den rechten Motor M2 wird für die Vorwärtsgeschwindigkeit bzw. die Rückwärtsgeschwindigkeit der Ausgang O5 bzw. der Ausgang O6 auf den Pegel H geschaltet. Die Impulse für die Ansteuerung des Motors M1 und diejenigen für die Ansteuerung des Motors M2 haben die gleiche Zeitsteuerung.

Daher werden die Impulse zur Speisung des Motors M1 während der Zeit des Zählerwerts 0 bis LD des Zählers COT auf den Pegel H und außerhalb dieser Zeit auf den Pegel L (für das Abschalten des Motors M1) geschaltet. Die Impulse zum Speisen des Motors M2 werden während der Zeit des Zählerwerts 0 bis RD des Zählers COT auf den Pegel H und außerhalb dieser Zeit auf den Pegel L geschaltet. Da die beiden Motoren M1 und M2 mit einer Drehzahl umlaufen, die der zugeführten Leistung, nämlich dem Tastverhältnis der Einschaltzeit zu der Abschaltzeit entspricht, kann durch das Ändern der Werte LD und RD die Motordrehzahl verändert werden.

- 25 Die Fig. 18a und 18b geben eine Übersicht über die Funktion der Mikrocomputereinheit CPU1 nach Fig. 12a. Die Fig. 18a zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 18b ein Unterbrechungsprogramm zeigt. Die Beschreibung erfolgt nun anhand der Fig. 18a und 18b.
- 30 Zuerst werden beim Einschalten der Stromversorgung die einzelnen Ausgänge auf ihre Anfangswerte eingestellt, während der Inhalt des Schreib/Lesespichers gelöscht wird und zur Einstellung von Anfangswerten von Parametern die im voraus in dem Festspeicher gespeicherten Daten ausgelesen werden.
- 35 Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU1 sind ein

- 1 rechter Überdruck-Sollwert P1, ein rechter Unterdruck-Sollwert P2, ein linker Überdruck-Sollwert P3, ein linker Unterdruck-Sollwert P4 usw. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden diese Druck-Anfangswerte P1, P2, P3 und P4 jeweils auf + 4, -4, +13,33 bzw. -6,67 kPa eingestellt (+30, -30, +100 bzw. -50 mmHg).
- 5 Nach dieser Verarbeitung wird die Unterbrechung zulässig.
- 10 Bei diesem Ausführungsbeispiel treten die Unterbrechungen periodisch durch den internen Zeitgeber mit der Periode 4ms auf. Nach dem Abwarten der Unterbrechungsanforderung werden die Druckdaten abgefragt. Dieses Abfrageprogramm ist gleichartig dem in Fig. 17b gezeigten. Der Unterschied besteht darin, daß vier Parameter abgefragt werden, nämlich die Ausgangssignale RPP, RNP, LPP und LNP der vier Druckfühler, und daß wegen der Bitanzahl 12 der Daten die Leseverarbeitung zweimalig für jede Abfrage ausgeführt wird.
- 15
- 20 Die abgefragten Druckdaten werden geprüft, um das Vorliegen oder Fehlen von anormalen Daten zu ermitteln. D.h., wenn der erfaßte Druck abnormal von dem Sollwert abweicht, wird dies als Abnormalität bewertet. Es ist anzumerken, daß bei diesem Ausführungsbeispiel die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 vorgesehen sind, was zu der Möglichkeit führt, daß der Druck zeitweilig im Verhältnis zu groß wird, wobei aber diese Möglichkeit dadurch maskiert bzw. berücksichtigt wird, daß mehrmals abgefragt wird und der Mittelwert der dermaßen abgefragten mehreren Druckdaten gebildet wird.
- 25
- 30
- 35 Solte irgendeine Abnormalität auftreten, werden die abnormalen Daten in Zahlencodedaten umgesetzt. Danach werden an die Anzeigesteuereinheit 500 Abnormalitätsanzeigedaten zur Anzeige der Zahlencodedaten und der Stelle des Auftretens der Abnormalität abgegeben, um diese auf dem Bildschirm TV

- 1 anzugeben. Ferner werden Codedaten über das Auftreten der Abnormalität in der Form serieller Daten an den Mikrocomputer CPU4 in der Systemsteuereinheit gesendet.
- 5 Wenn keine Abnormalität vorliegt, wird der Mittelwert aus den letzten m Druckdaten gebildet, die in dem Schreib/Lese-speicher gespeichert worden sind. Die gemittelten Daten werden in den Zahlencode umgesetzt, der an die Anzeigesteuer-einheit 500 gesendet wird. Wenn der Mikrocomputer CPU4 der 10 Systemsteuereinheit Daten sendet, werden diese Daten emp-fangen und die empfangenen Daten gleichfalls zu der Anzei-gesteuereinheit 500 gesendet. Bei angeschlossenem Bedie-nungsfeld 600 wird der Zustand von Tasten eingelesen. Wenn 15 irgendein Tasteneingabevorgang vorliegt, wird entsprechend der betätigten Taste der rechte Überdruck-Sollwert P1, der rechte Unterdruck-Sollwert P2, der linke Überdruck-Sollwert P3 oder der linke Unterdruck-Sollwert P4 schrittweise um je-weils eine vorbestimmte Größe aufgefrischt bzw. fortge-schrieben. Da hierbei eine obere und untere Grenze vorge-wählt sind, ist es unmöglich, eine Druckeinstellung außer-halb des Bereichs in diesen Grenzen vorzunehmen.
- 20
- 25
- 30
- 35

Es wird nun das in Fig. 18b gezeigte Unterbrechungsprogramm beschrieben. Zuerst wird der Überdruck RPP im Antriebs-system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der Überdruck niedriger als der Solldruck P1 ist, wird das Druckregelventil 131 geöffnet, während es ansonsten geschlos-sen wird. Darauffolgend wird der Unterdruck RNP im Antriebs-system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der Ab-solutwert des Unterdrucks RNP niedriger als der Solldruck P2 ist, wird das Druckregelventil 133 geöffnet, während andernfalls das Druckregelventil 133 geschlossen wird. Als nächstes werden der Überdruck LPP und der Unterdruck LNP im Antriebssystem für das linke künstliche Herz mit den Solldrücken P3 bzw. P4 verglichen und dementsprechend die

- 1 Druckregelventile 137 bzw. 139 geöffnet oder geschlossen.
D.h., das Ausführungsbeispiel ist so gestaltet, daß das entsprechende Druckregelventil nur dann geöffnet wird, wenn der ermittelte Druck (als Absolutwert) niedriger als der Solldruck ist.

Die Funktionsübersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2 nach Fig. 12b ist in den Fig. 19a und 19b dargestellt. Die Fig. 19a zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 19b ein Unterbrechungsprogramm zeigt. Die Funktion wird nun anhand der Fig. 19a und 19b beschrieben:

- Zuerst schaltet beim Einschalten der Stromversorgung die Mikrocomputereinheit CPU2 die Ausgänge auf ihre Anfangspegel, während der Inhalt des Schreib/Lesespeichers gelöscht wird und zum Einstellen von Parametern auf ihre Anfangswerte die im voraus im Festspeicher gespeicherten Werte ausgelesen werden.
- Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU2 sind ein Herztakt PR, ein Einschalt- bzw. Tastverhältnis DL für das linke künstliche Herz, ein Tastverhältnis DR für das rechte künstliche Herz und so weiter. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Anfangswerte dieser Parameter PR, DL und DR auf 100 min^{-1} , 45% (Zeitdauer 270 ms) bzw. 55% (Zeitdauer 330 ms) eingestellt.

Darauffolgend führt die Mikrocomputereinheit CPU2 eine Programmschleife aus, die Verarbeitungsvorgänge wie das Abwarten einer Unterbrechungsanforderung, das Ermitteln einer Tasteneingabe an dem Bedienungsfeld, die Parameteranzeige usw. enthält. Falls irgendeine Tasteneingabe vorliegt, wird die Art der Eingabetaste ermittelt, der Vergleich des erwünschten Werts des zu ändernden Parameters mit einem oberen und einem unteren Grenzwert sowie die Berechnung des Para-

- 1 meters ausgeführt und die arithmetische Verarbeitung der mit dem geänderten Parameter zusammenhängenden Parameter vorgenommen. Diese Verarbeitungsschritte werden unter Ausführung betreffender verschiedenartiger Unterprogramme
- 5 durchlaufen.

- Es wird nun das Unterbrechungsprogramm beschrieben. Für ein jedes Unterbrechungsprogramm werden Werte von zwei Zählern COR und COL jeweils hochgezählt. Wenn der Zählerwert den Wert PR (als Parameter für die durch den Herzschlag bestimmte Zeit) erreicht, wird der Zählerwert auf "0" gelöscht. Wenn der Zählerwert im Zähler COR zu "0" wird, werden die Ventile 132 und 134 jeweils geöffnet bzw. geschlossen (Überdruck-Beaufschlagung). Wenn der Wert des Zählers COR gleich dem Wert DR des Tastverhältnis-Parameters wird, werden die Ventile 132 und 134 geschlossen bzw. geöffnet (Unterdruck-Beaufschlagung). Nach dieser Verarbeitung zählt der Zähler COR hoch.
- 10
- 20 Gleichermaßen werden bei dem Wert "0" des Zählers COL die Ventile 138 und 140 geöffnet bzw. geschlossen (Überdruck-Beaufschlagung); während dann, wenn der Wert des Zählers COL gleich dem Wert DL des Tastverhältnis-Parameters wird, die Ventile 138 und 140 geschlossen bzw. geöffnet werden
 - 25 (Unterdruck-Beaufschlagung).

- Eine Übersicht über die Funktion des Mikrocomputers CPU4 nach Fig. 16 ist in der Fig. 20 gezeigt. Gemäß Fig. 20 werden beim Einschalten der Stromversorgung die Ausgänge auf ihre Anfangspegel geschaltet, während der Inhalt des Schreib/Lesespeichers gelöscht wird und die Mikrocomputereinheit in einen Anfangszustand gemäß Programmdaten eingestellt wird, die in dem Festspeicher gespeichert sind. Dies bewirkt, daß die Leuchtdioden LE1 und LE3 abgeschaltet und
- 30
- 35 die Leuchtdioden LE2 und LE4 eingeschaltet werden, wodurch

- 1 an den beiden Warn- bzw. Alarmanzeigen 59 und 60 des Rollstuhls eine grüne Anzeige (für den Normalzustand) hervorgerufen wird.
- 5 Danach überprüft der Mikrocomputer CPU4 periodisch die Zustände der verschiedenartigen Schalter und arbeitet dann entsprechend den ermittelten Zuständen. Wenn die Armlehnen-Verriegelungs-Schalter SW1L und SW1R eingeschaltet sind, werden die Solenoide SL1 und SL2 der elektromagnetischen Stellglieder 114 eingeschaltet; wenn diese Schalter ausgeschaltet sind, werden die Solenoide SL1 und SL2 abgeschaltet. Da das Einschalten des Solenoids SL1 oder SL2 die Verriegelung der betreffenden Armlehne löst, wird dadurch die linke oder die rechte Armlehne in einem Bereich von 90° drehbar. Wenn andererseits die Armlehne bei abgeschaltetem Solenoid in die Fahrstellung gestellt ist, wird sie verriegelt.
- 10
- 15
- 20 Als nächstes überprüft der Mikrocomputer CPU4 die Zustände des Schalters SW3L zum Erfassen der Stellung der linken Armlehne, des Schalters SW3R zur Erfassung der Stellung der rechten Armlehne, des Schalters 102 zur Erfassung der Lage der Röhre für den Antrieb des künstlichen Herzens und des Schalters SW4 zur Erfassung des Vorhandenseins oder Fehlens des Fahrsteuerhebels.
- 25
- 30 Wenn die linke und die rechte Armlehne 52L und 52R in der Fahrstellung stehen (wobei die beiden Schalter SW3L und SW3R eingeschaltet sind), die Röhren 57L und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens beide im Unterbringungszustand sind (wobei der Schalter 102 eingeschaltet ist) und der Fahrsteuerhebel 58 in der vorbestimmten Lage eingesetzt ist (wobei der Schalter SW4 eingeschaltet ist), wird angenommen, daß der Benutzer in dem Rollstuhl sitzt und zu fahren wünscht. Daher wird das Relais RL3 einge-
- 35

1 schaltet, um damit die Stromversorgung der Steuereinheit 75
für die Rollstuhl-Antriebsmotoren einzuschalten. Zugleich
werden über die Schnittstellenschaltung IF1 an die Mikro-
computereinheit CPU1 Daten für die Anzeige des Bereitschaft-
5 Zustands der Einrichtung gesendet. Die Mikrocomputereinheit
CPU1 überträgt die empfangenen Daten zu der Anzeigesteuer-
einheit.

10 Wenn die linke Armlehne entriegelt ist, die rechte Armlehne
entriegelt ist, die Röhren für den Antrieb des künstlichen
Herzens im herausgezogenen Zustand sind oder der Fahrsteuer-
hebel fehlt, wird das Relais RL3 abgeschaltet, um die Strom-
versorgung der Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebs-
motoren abzuschalten. Infolgedessen nehmen die Ausgänge 01,
15 02, 03, 04, 05 und 06 des Mikrocomputers CPU3 den niedrigen
Pegel L an, wodurch den beiden Motoren M1 und M2 kein Strom
von außen zugeführt wird, so daß der Betrieb des Rollstuhls
gesperrt ist. Zugleich werden wegen des Abschaltens des Re-
lais RL1 und damit des Schließens des Kontakts des Relais
20 RL1 die Anker der beiden Motoren M1 und M2 kurzgeschlossen,
so daß das dynamische Bremsen eingeschaltet wird.

25 Darauffolgend werden an die Mikrocomputereinheit CPU1 für
die Anzeige an dem Bildschirm TV Daten zur Anzeige von Be-
dienungsanweisungen wie "Bitte Fahrsteuerhebel einsetzen"
oder dergleichen gesendet. Ferner wird die Leuchtdiode LE3
eingeschaltet und die Leuchtdiode LE4 abgeschaltet, um ei-
ne rote Anzeige an der Warnanzeige 60 für das Rollstuhl-
System hervorzurufen.

30 Wenn der Mikrocomputer CPU3 aus der Mikrocomputereinheit
CPU1 gesendete Daten empfängt, erfolgt eine Unterbrechung,
wobei ein Unterbrechungsprogramm ausgeführt wird. In diesem
Unterbrechungsprogramm empfängt der Mikrocomputer CPU3 die
35 Daten über die Schnittstellenschaltung IF2 und setzt auf

- 1 den Abschluß des Empfangs hin eine Empfangskennung auf "1". Wenn die Empfangskennung zu "1" wird, werden durch das Hauptprogramm die empfangenen Daten bewertet. Falls der Abnormalitätscode gesendet worden ist, wird folgender Abnormalitäts-Verarbeitungsablauf ausgeführt:
- 5

- Die Leuchtdiode LE1 wird eingeschaltet und die Leuchtdiode LE2 wird ausgeschaltet, um an der Warnanzeige 59 für Abnormalitäten am Kunstherzsystem eine rote Anzeige (für das Auftreten einer Abnormalität) hervorzurufen. Zugleich wird der Warnsummer BZ eingeschaltet, während die Stromversorgung für den Bildschirm TV eingeschaltet wird (SSR16 "EIN") und die Empfangskennung auf "0" gelöscht wird.
- 10
- 15 Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigenantriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künstliches Herz benötigen. Es sind verschiedenste Sicherheitseinrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungsbereichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefahren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zugelassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist ein Druckkompensations-Solenoidventil vorgesehen, wodurch ein Ausgleichsbehälter weggelassen wird; so daß die Antriebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.
- 20
- 25
- 30

- 50 -
- Leerseite -

p
Nummer: 34 11 489
Int. Cl.³: A 61 M 1/03
Anmeldetag: 28. März 1984
Offenlegungstag: 4. Oktober 1984

FIG. 1

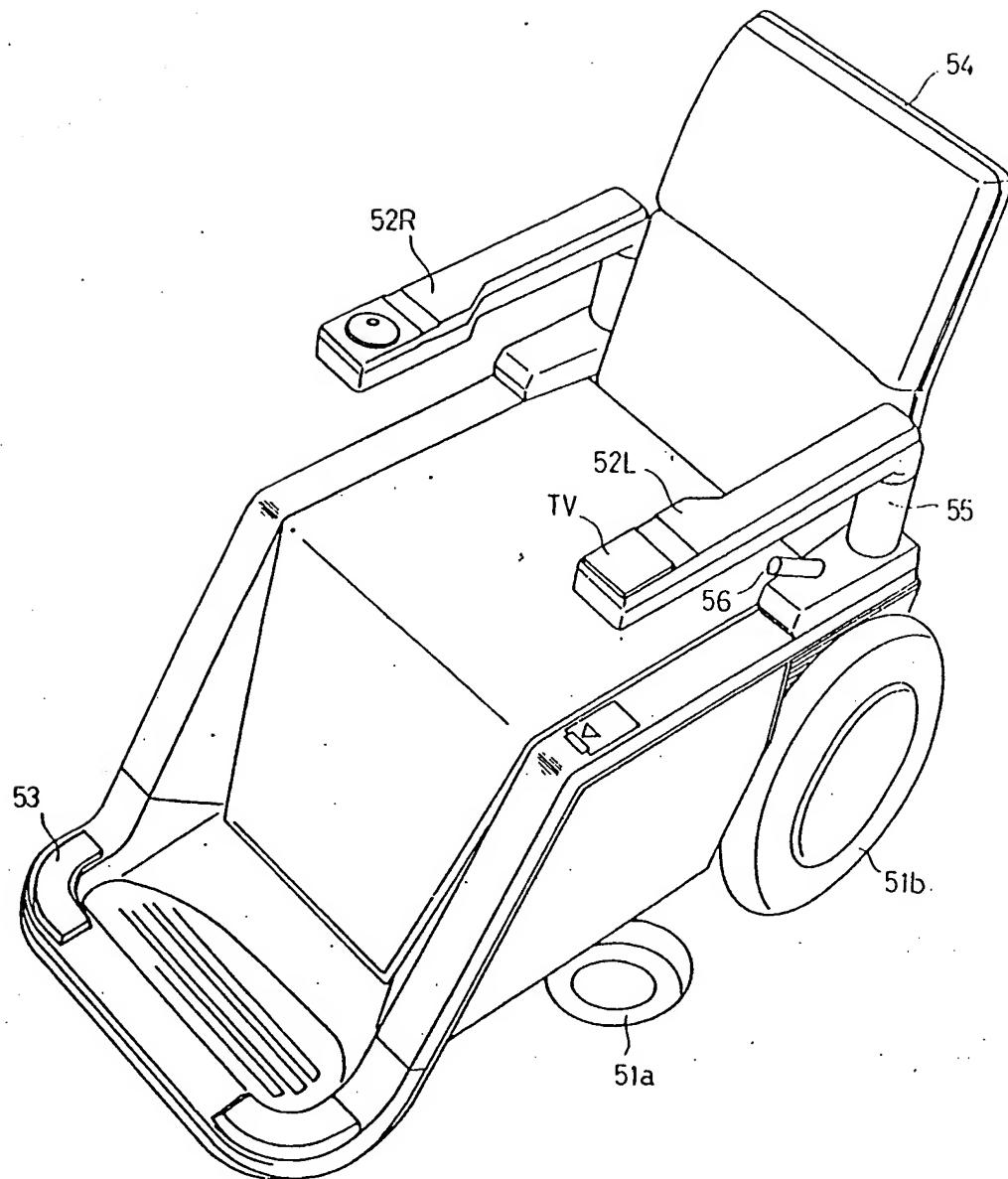
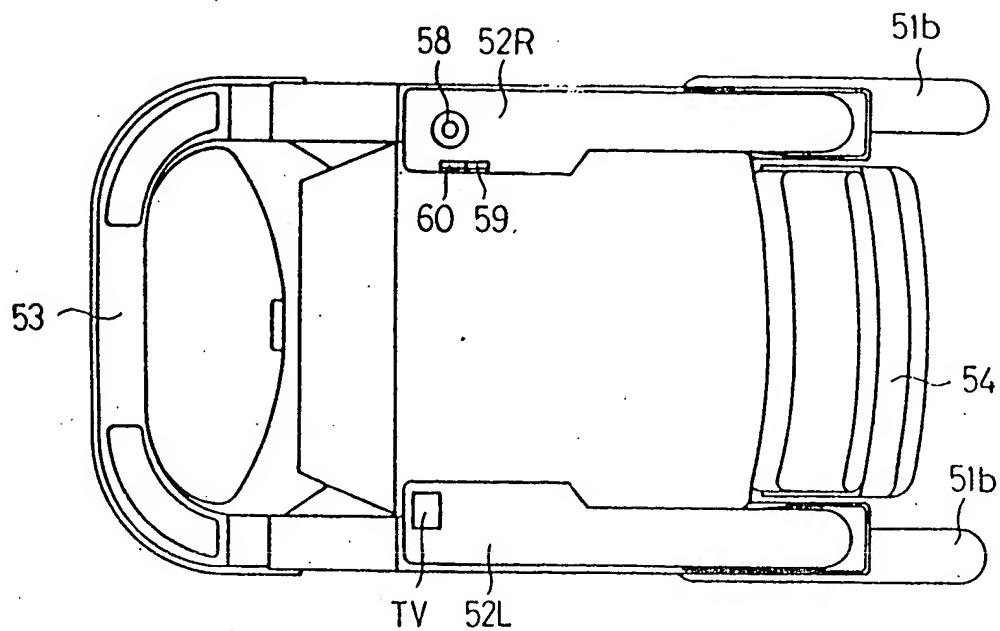
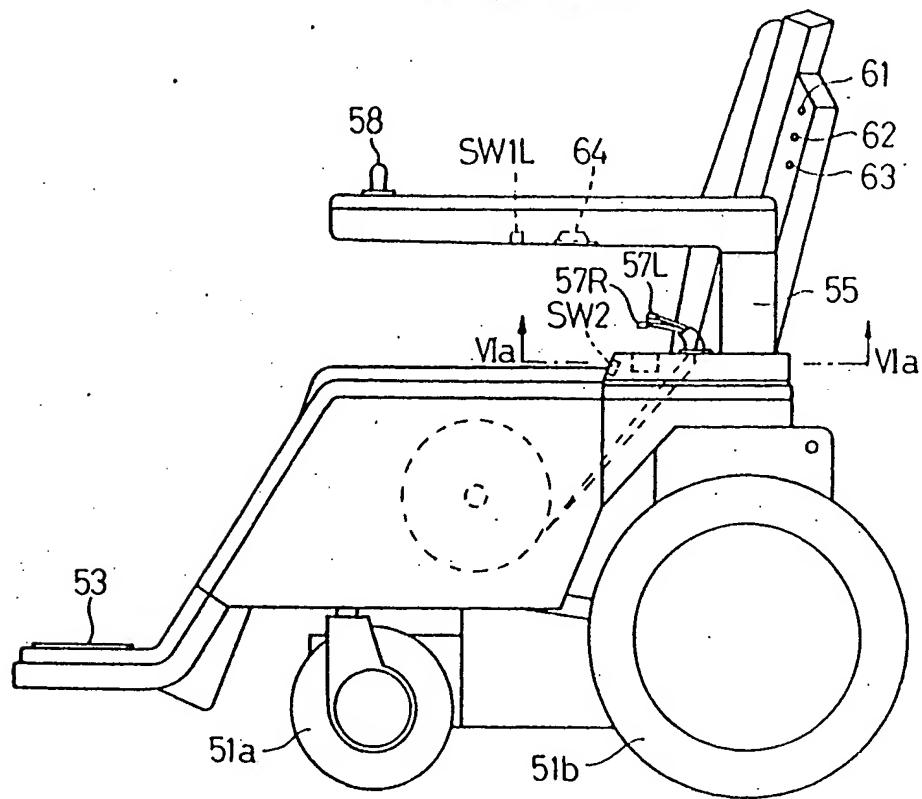


FIG. 2a



ip
Invento
Publicado

FIG. 2c



6

FIG. 2b

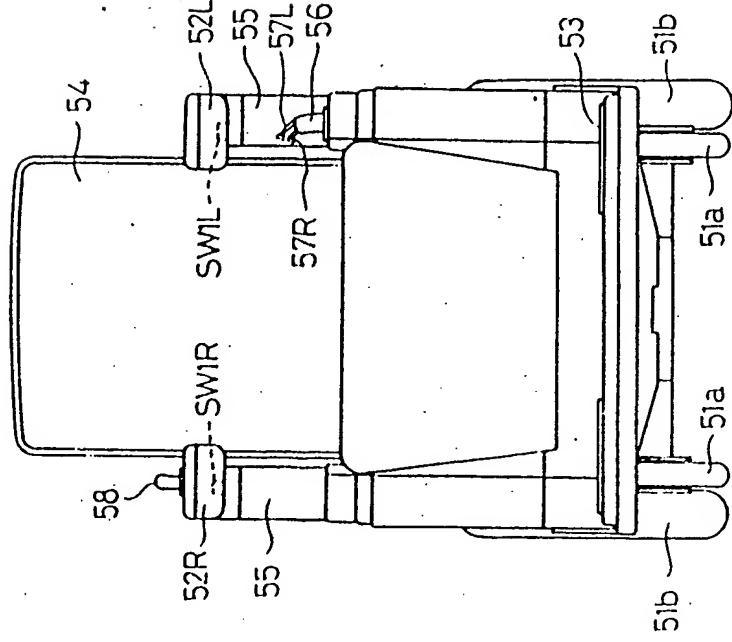


FIG. 4

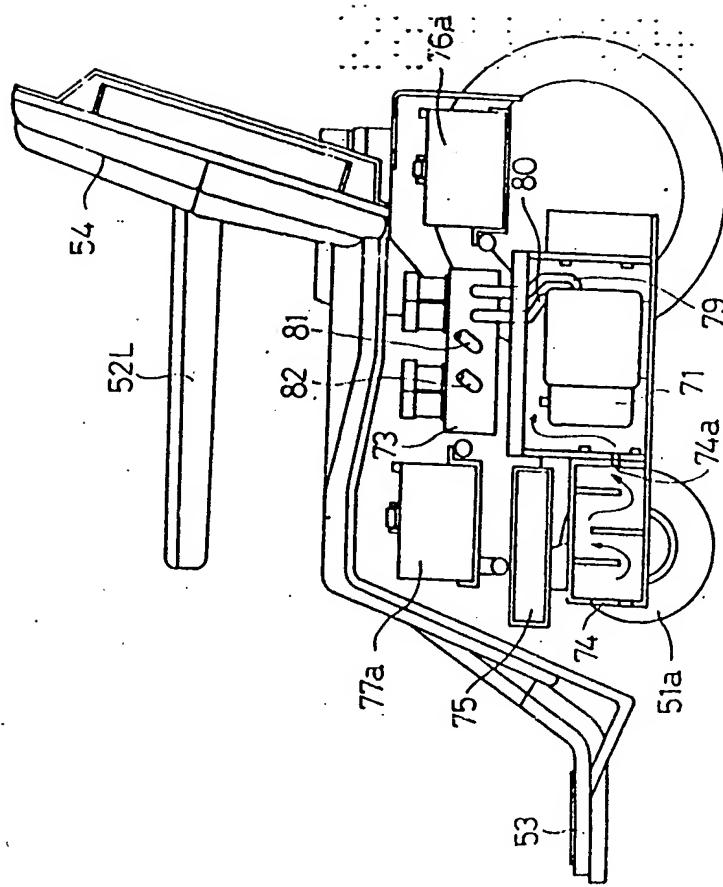


FIG. 3a

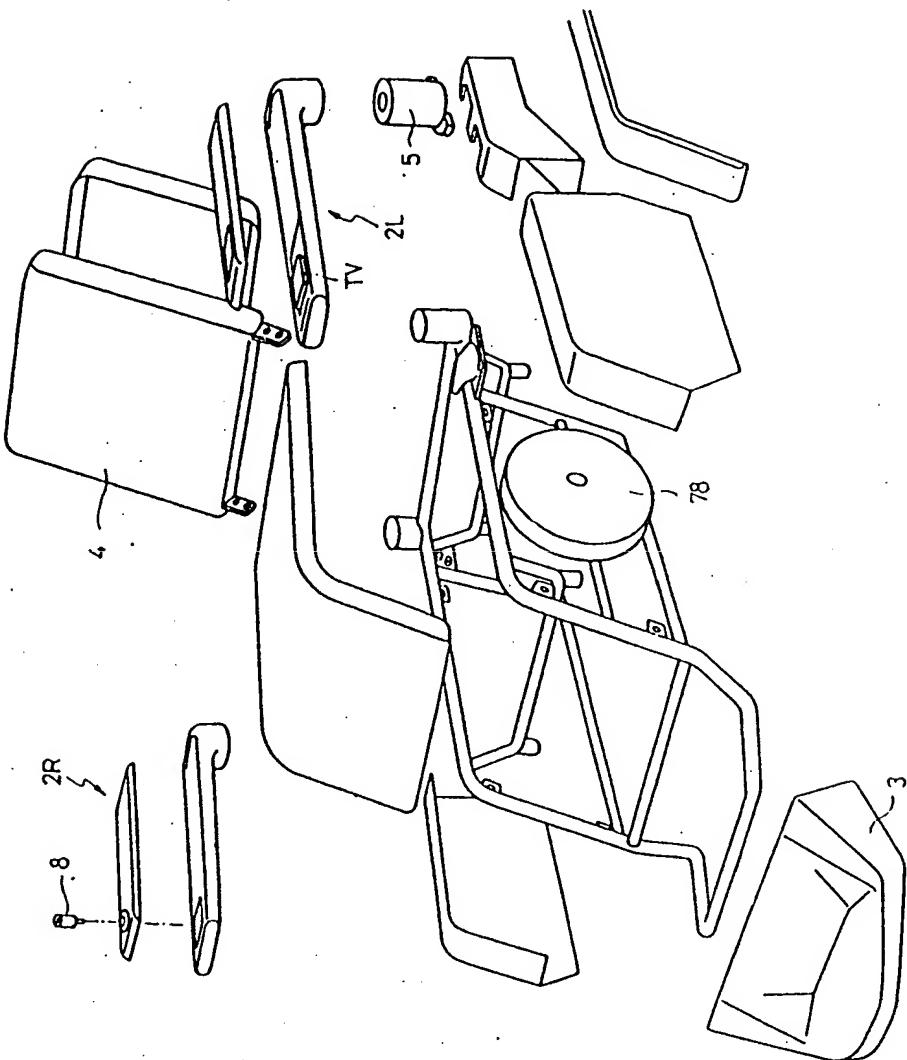


FIG. 3b

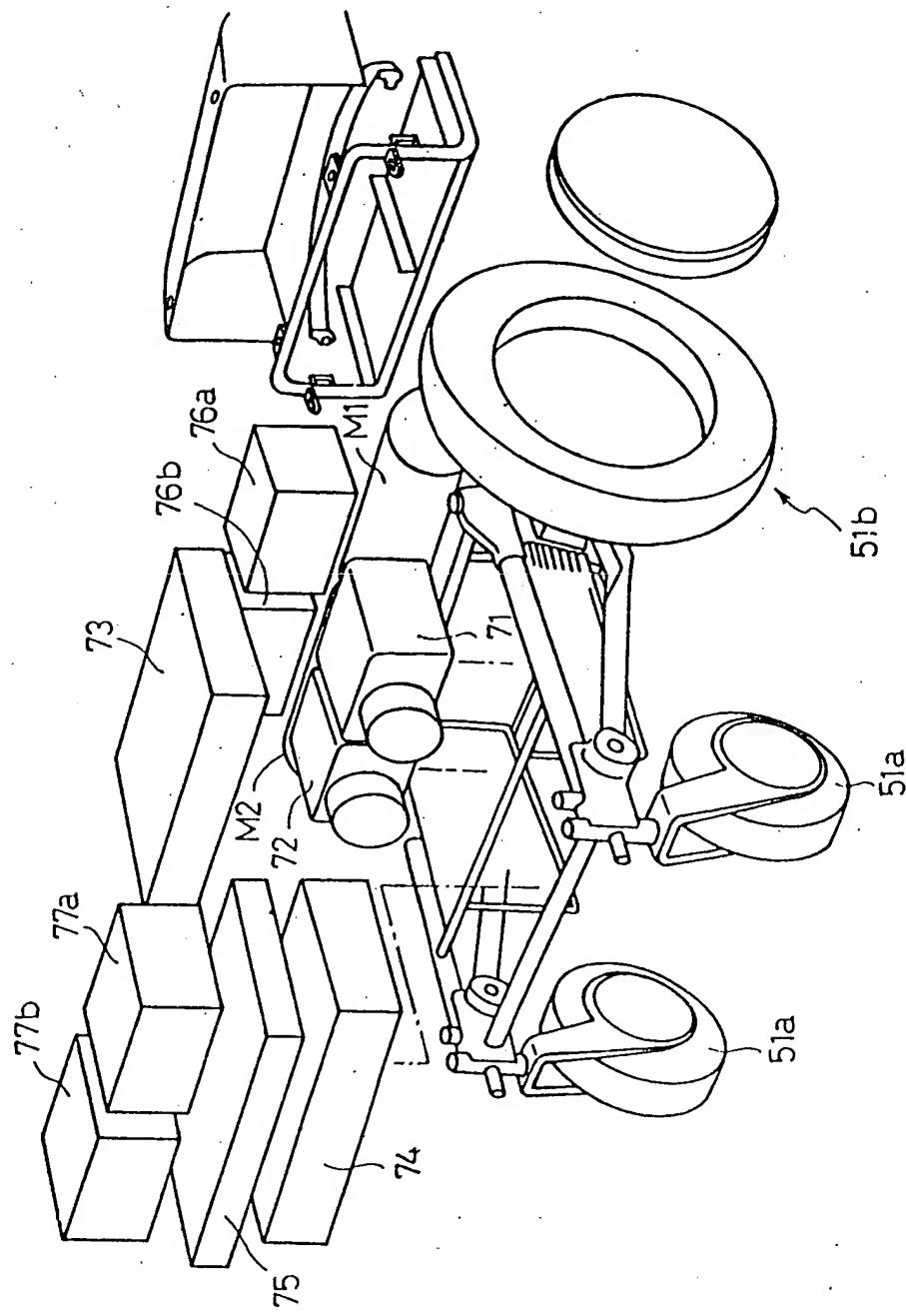


FIG.5a

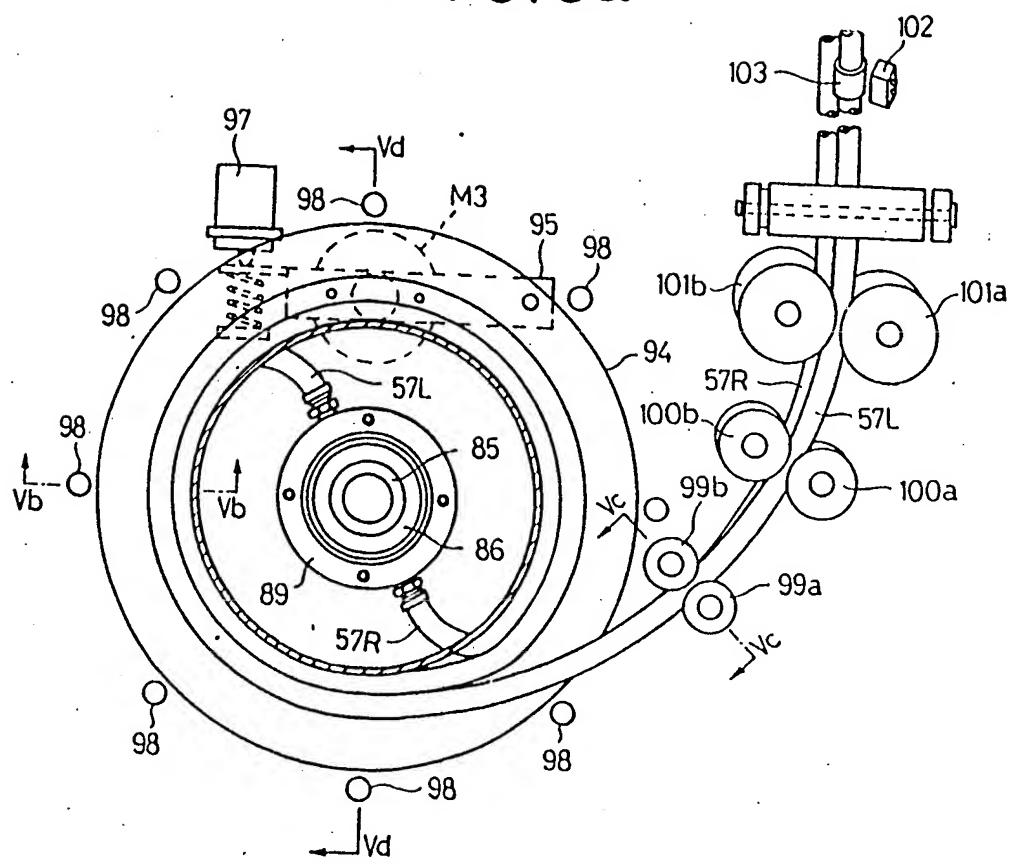


FIG.5b

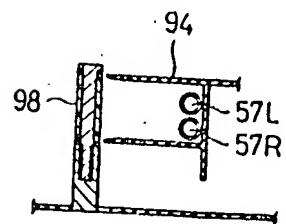


FIG.5c

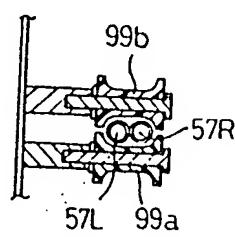


FIG. 5d

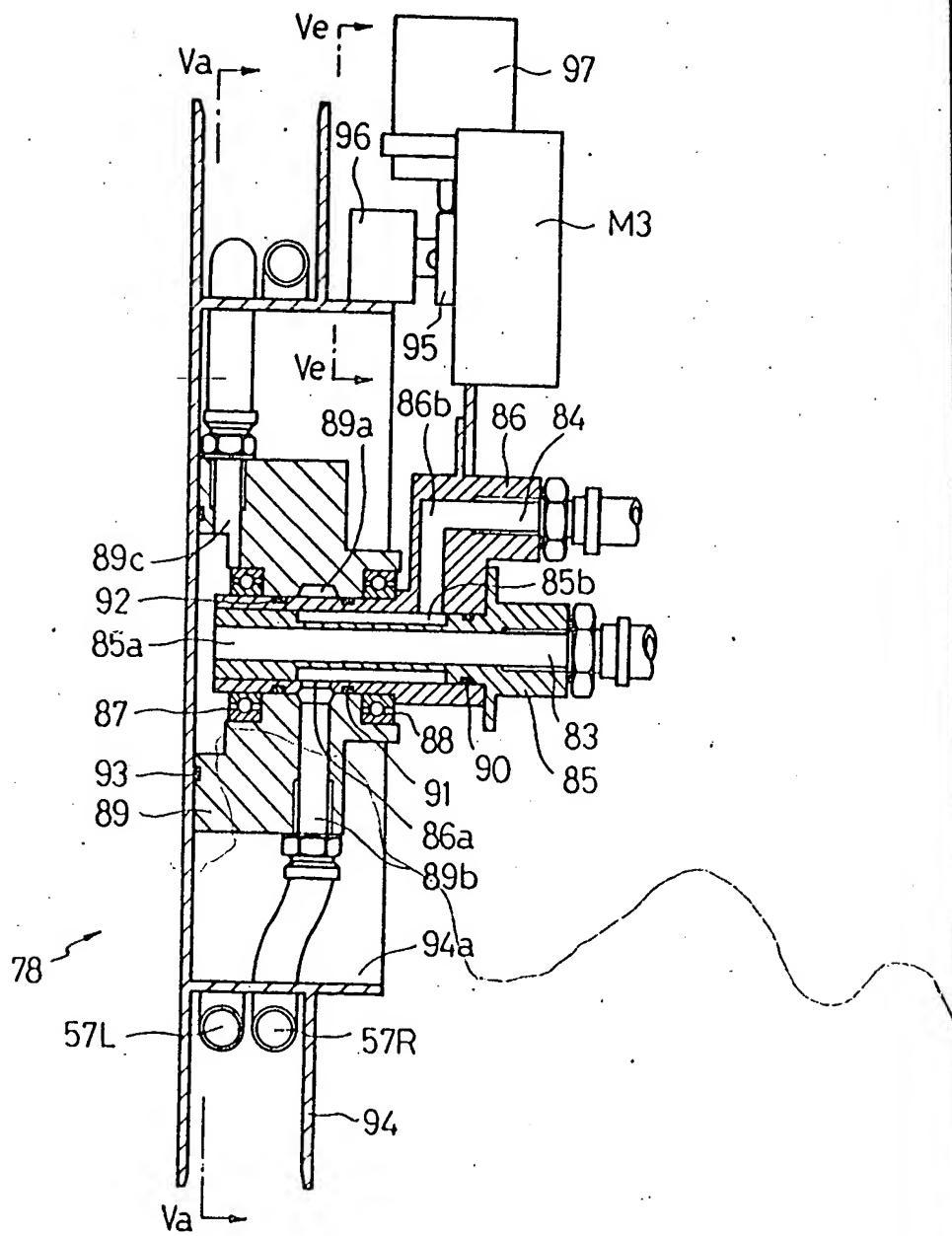


FIG. 5e

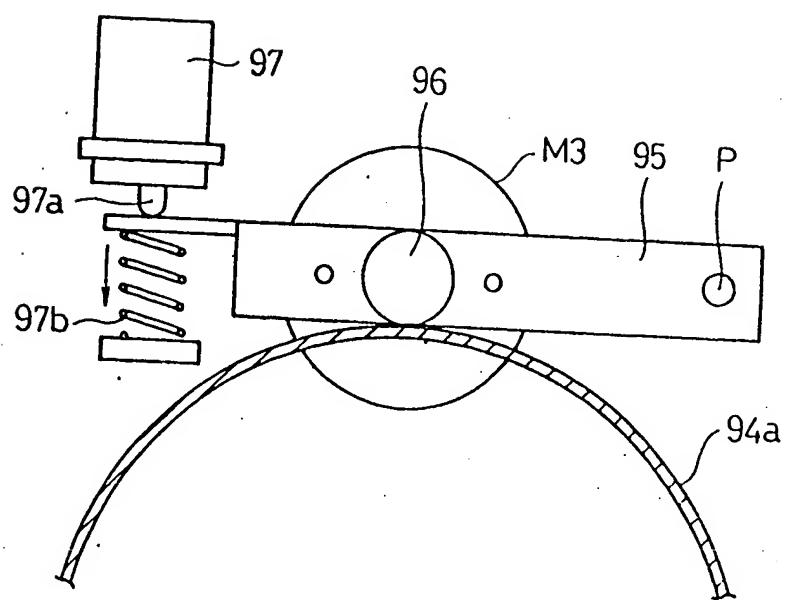


FIG. 8

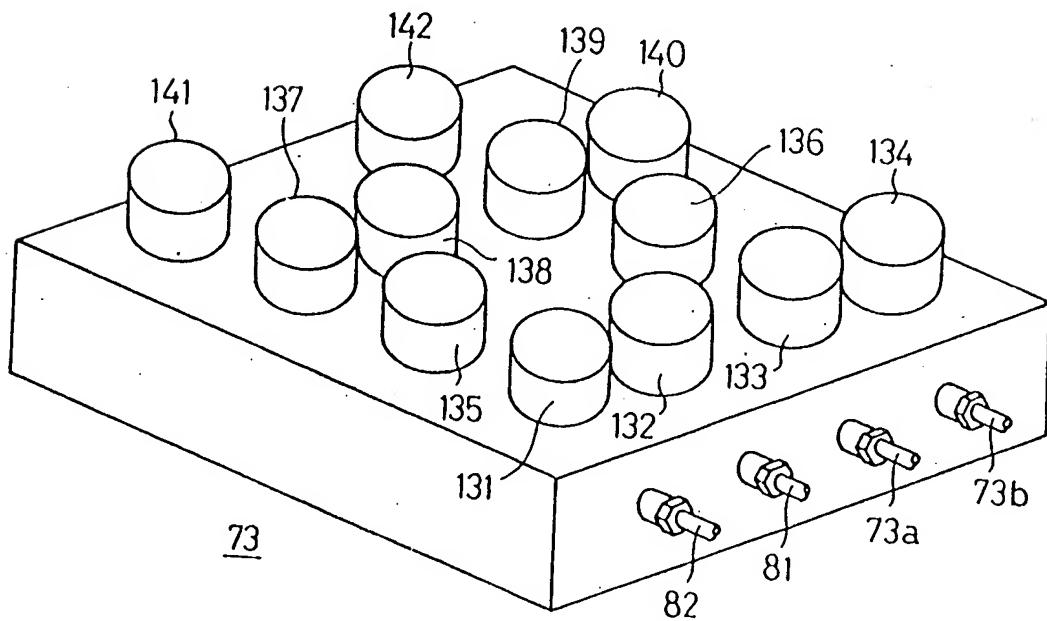


FIG. 6a

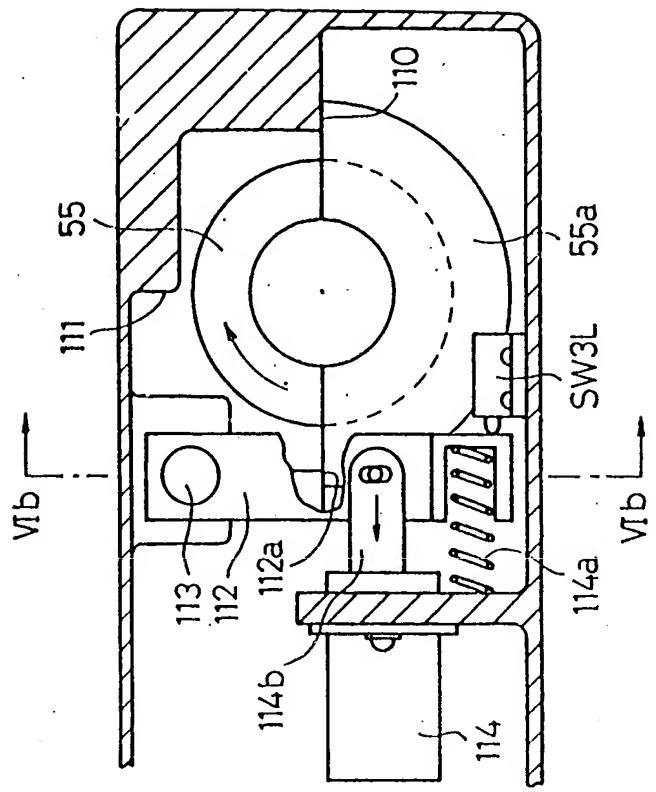


FIG. 6b

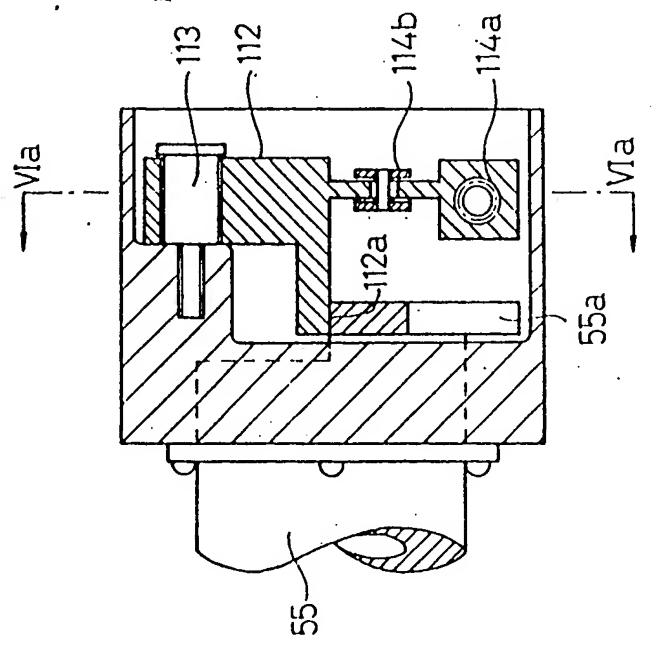


FIG.7a

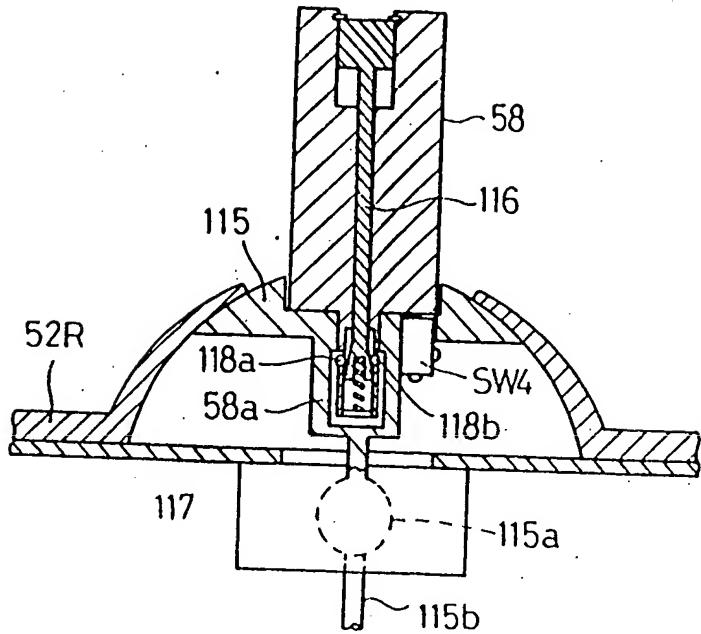
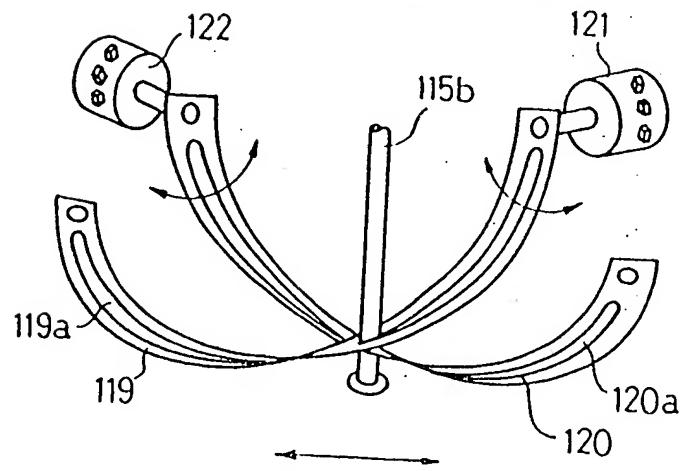


FIG.7b



ip
monach
publicações

FIG. 9a

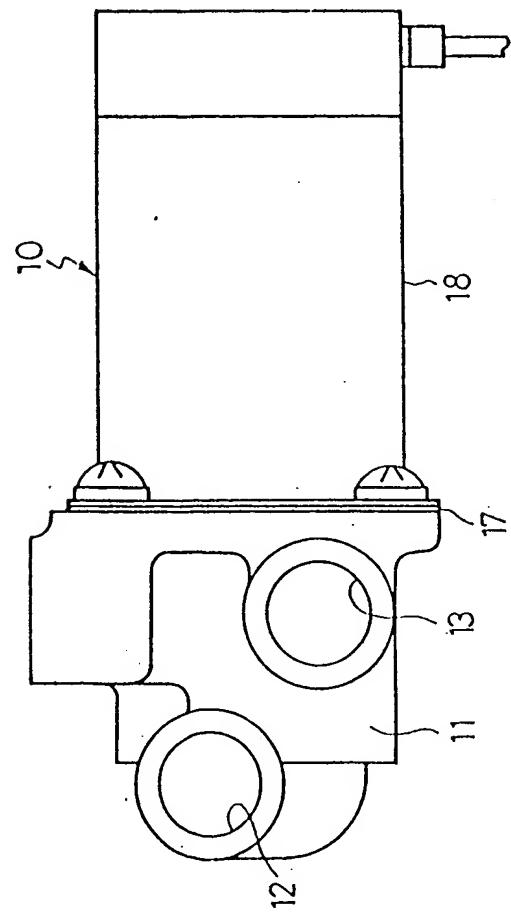


FIG. 9b

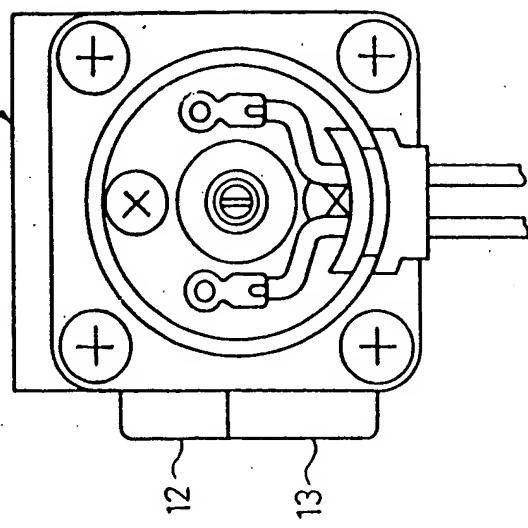


FIG.9c

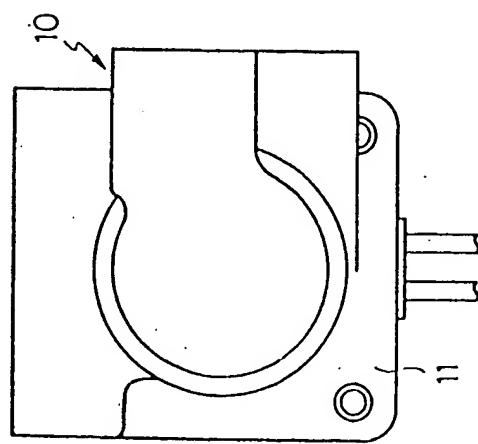
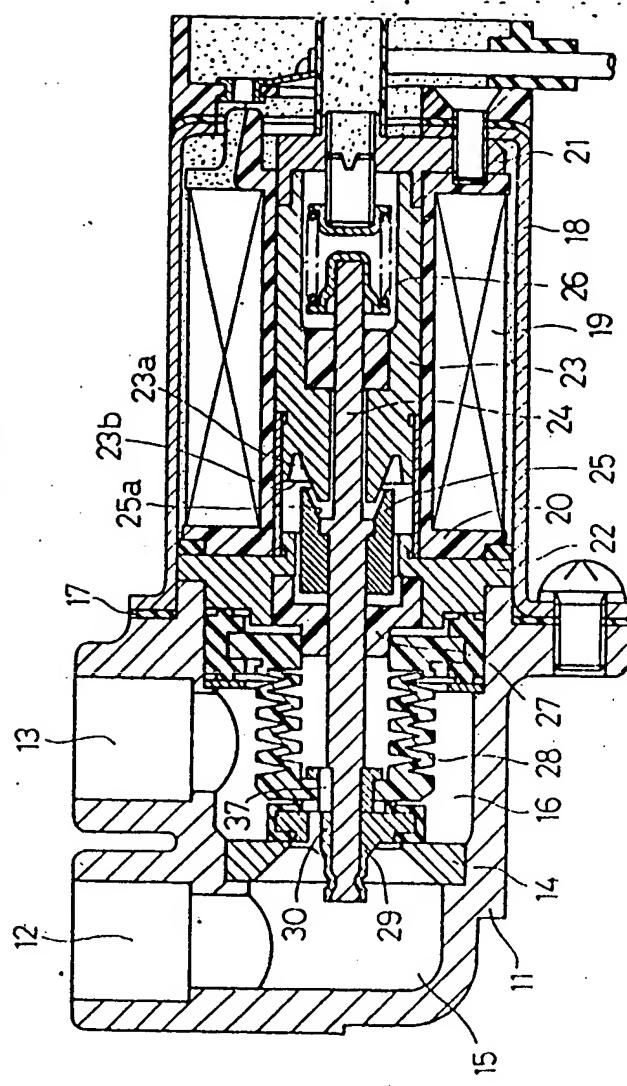


FIG.9d



mp
monza
patent
design
1990

FIG. 10

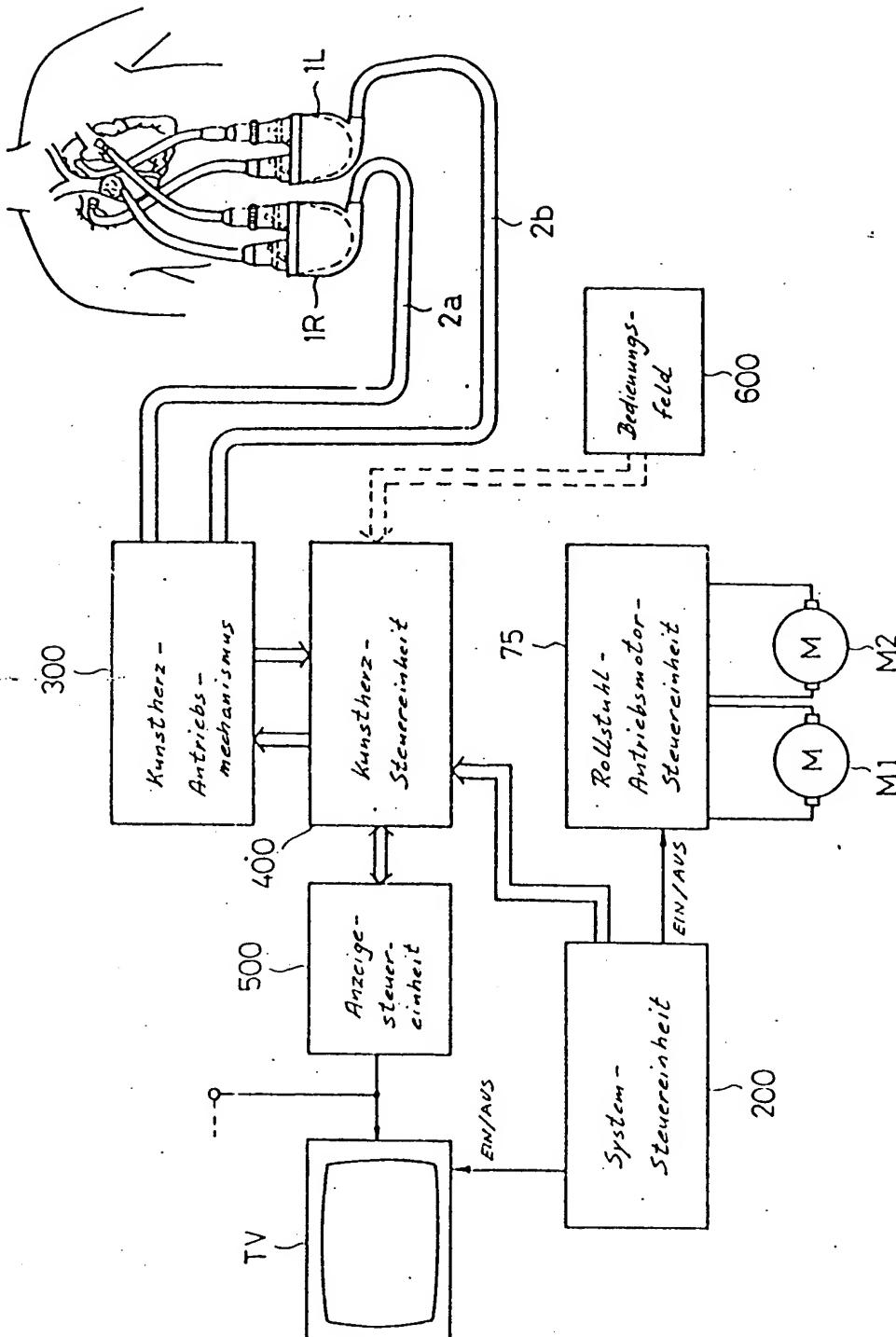


FIG.11

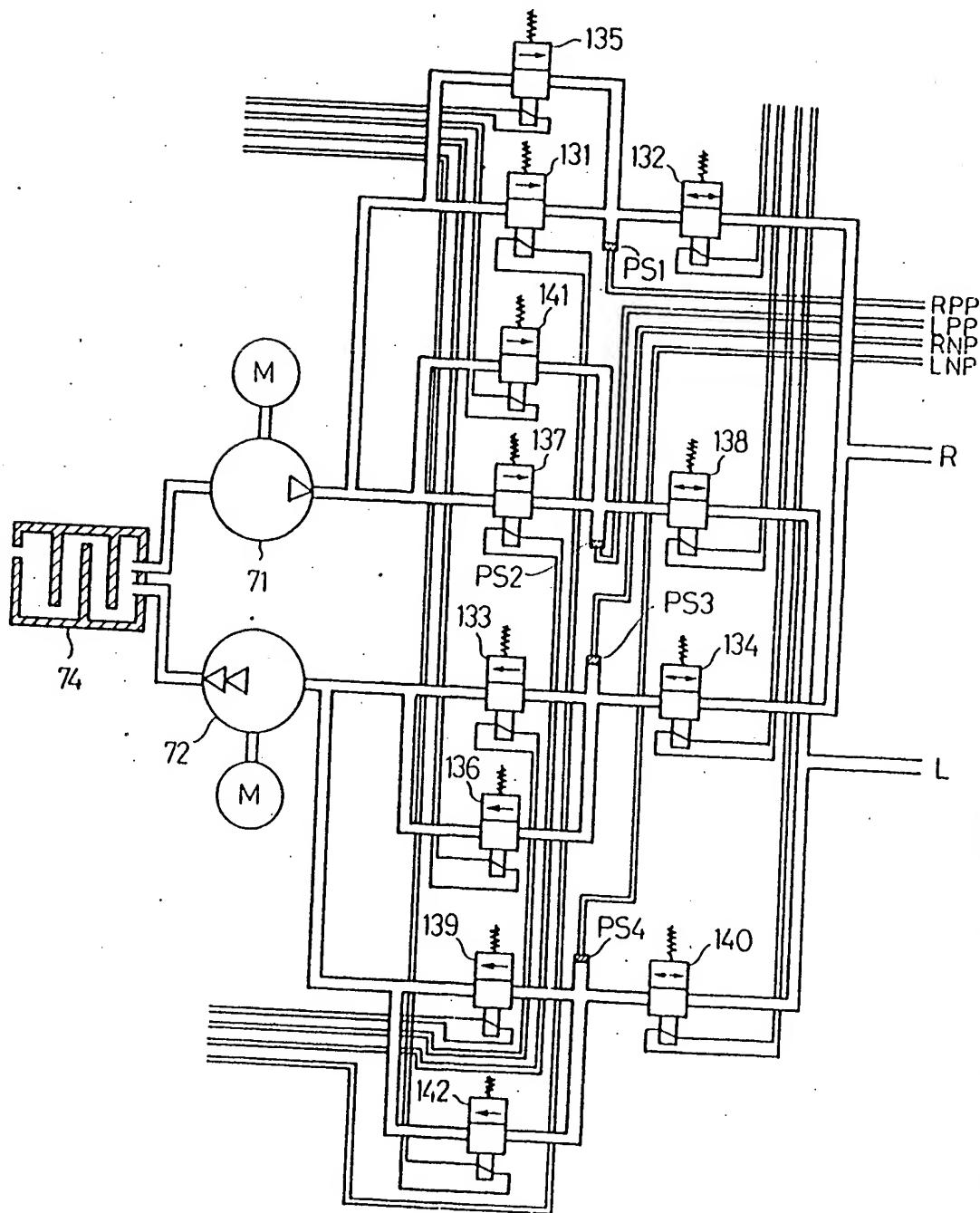


FIG.12a

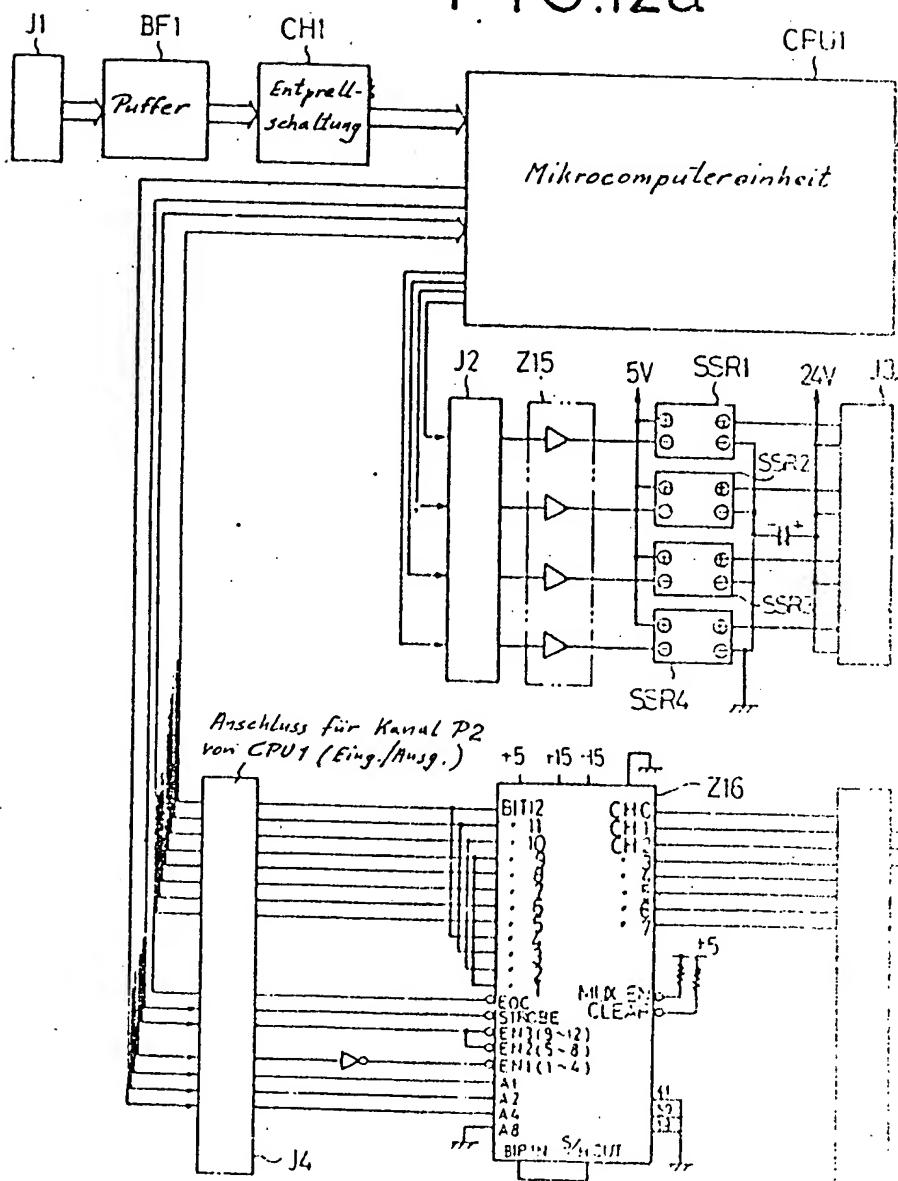


FIG.12b

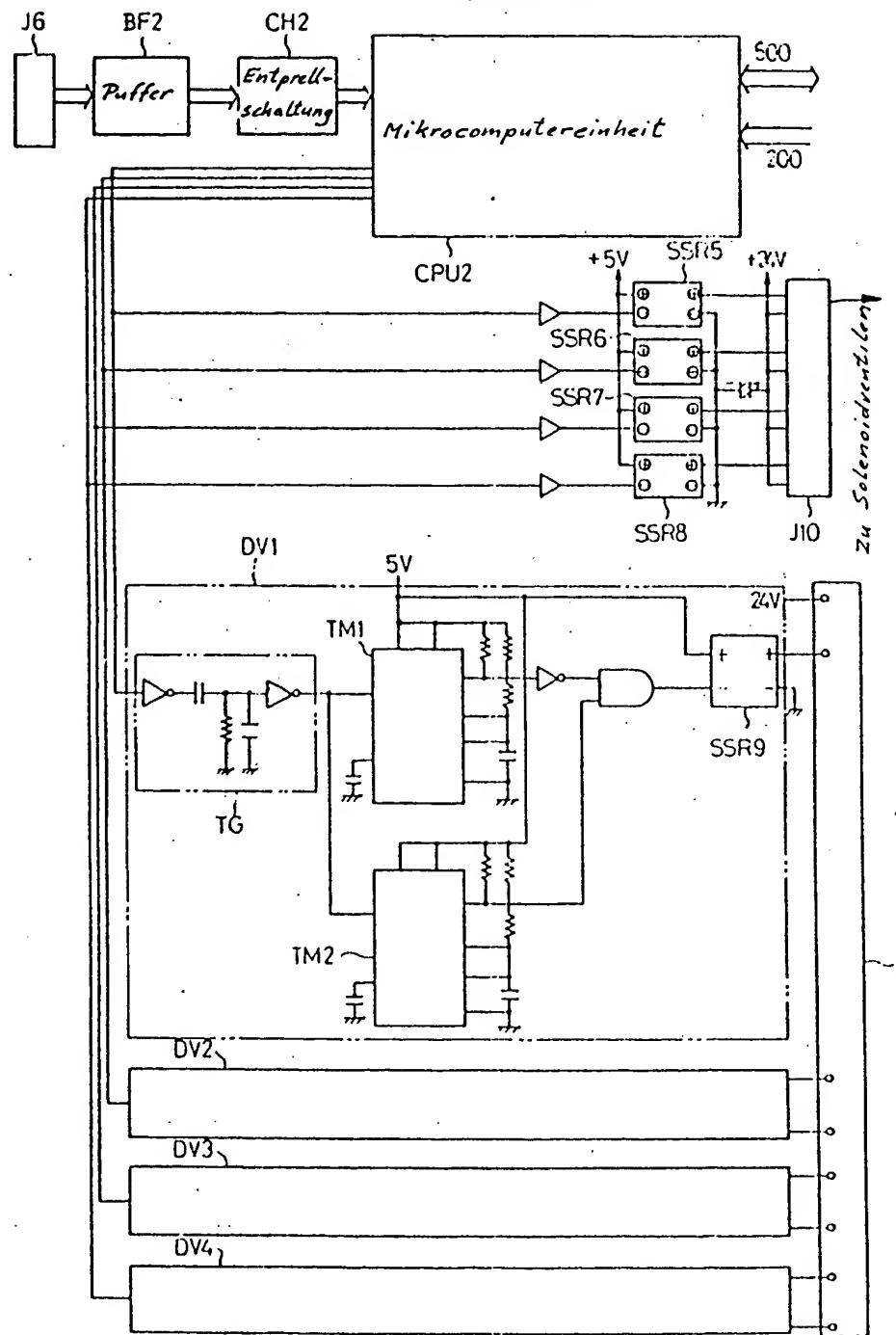


FIG.12c

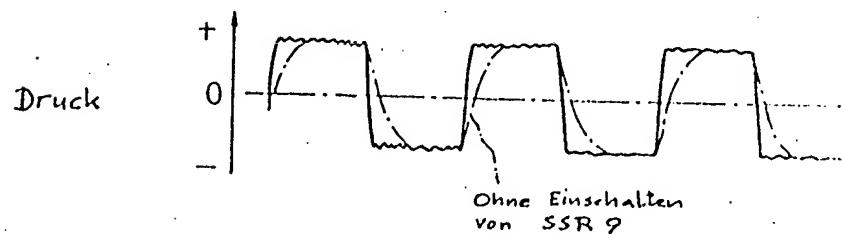
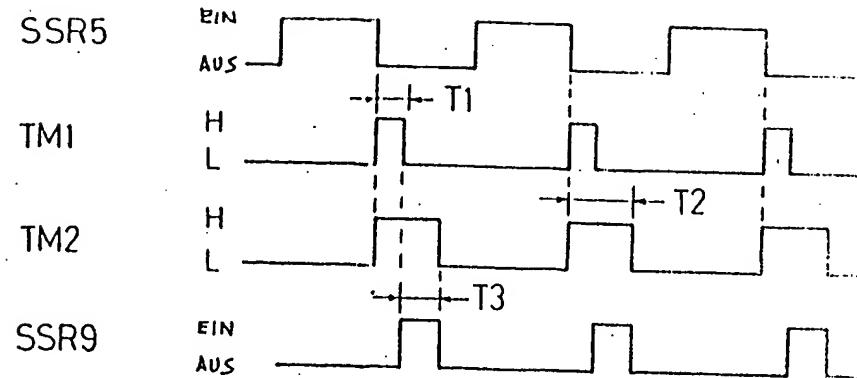


FIG.14

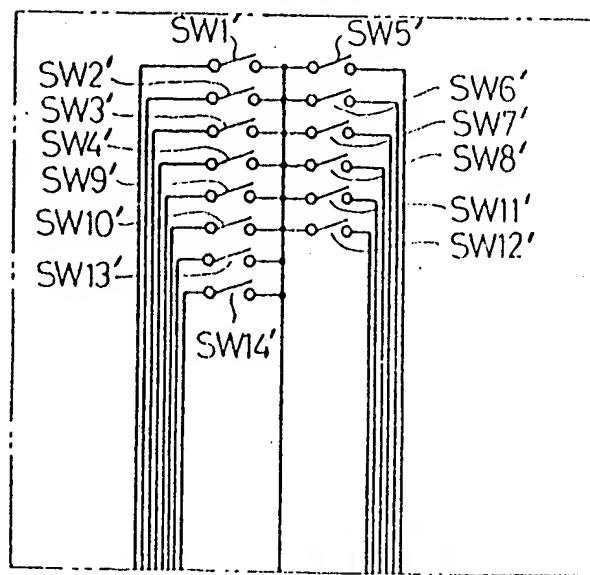


FIG. 13

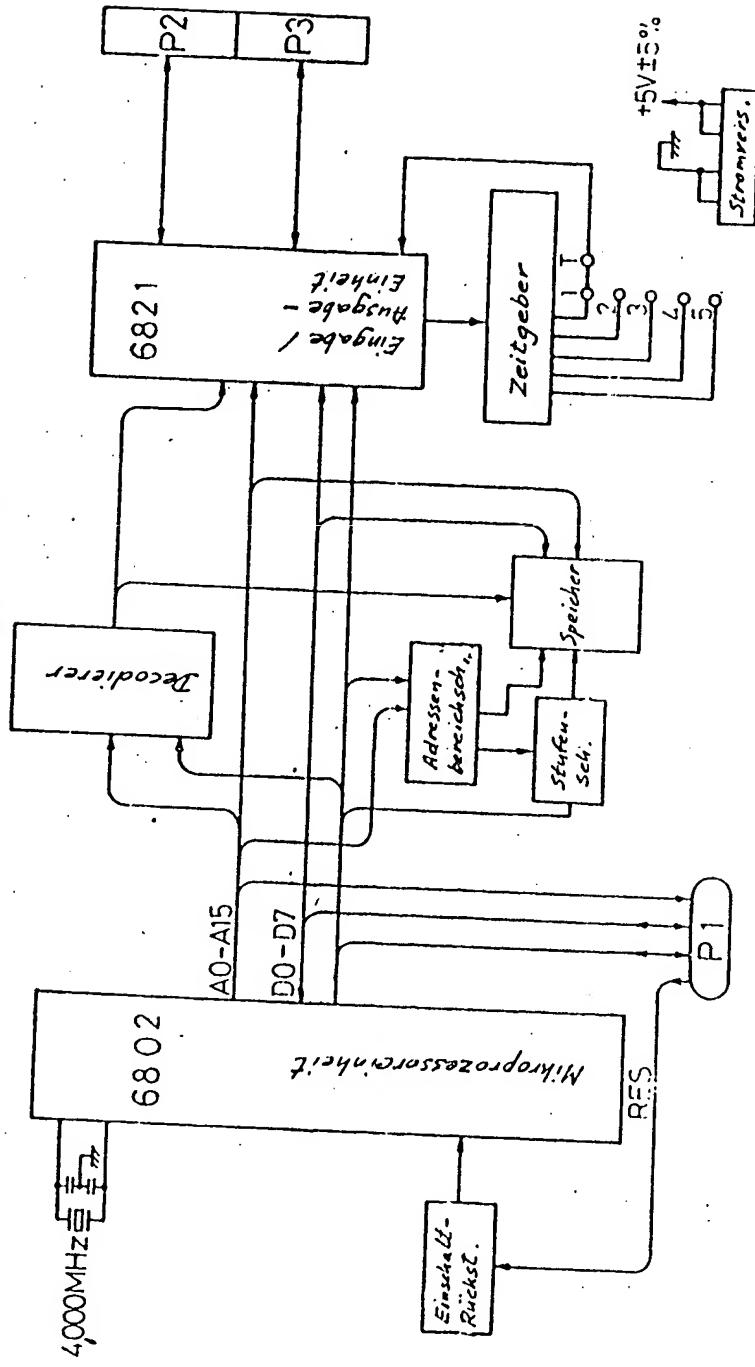


FIG. 15

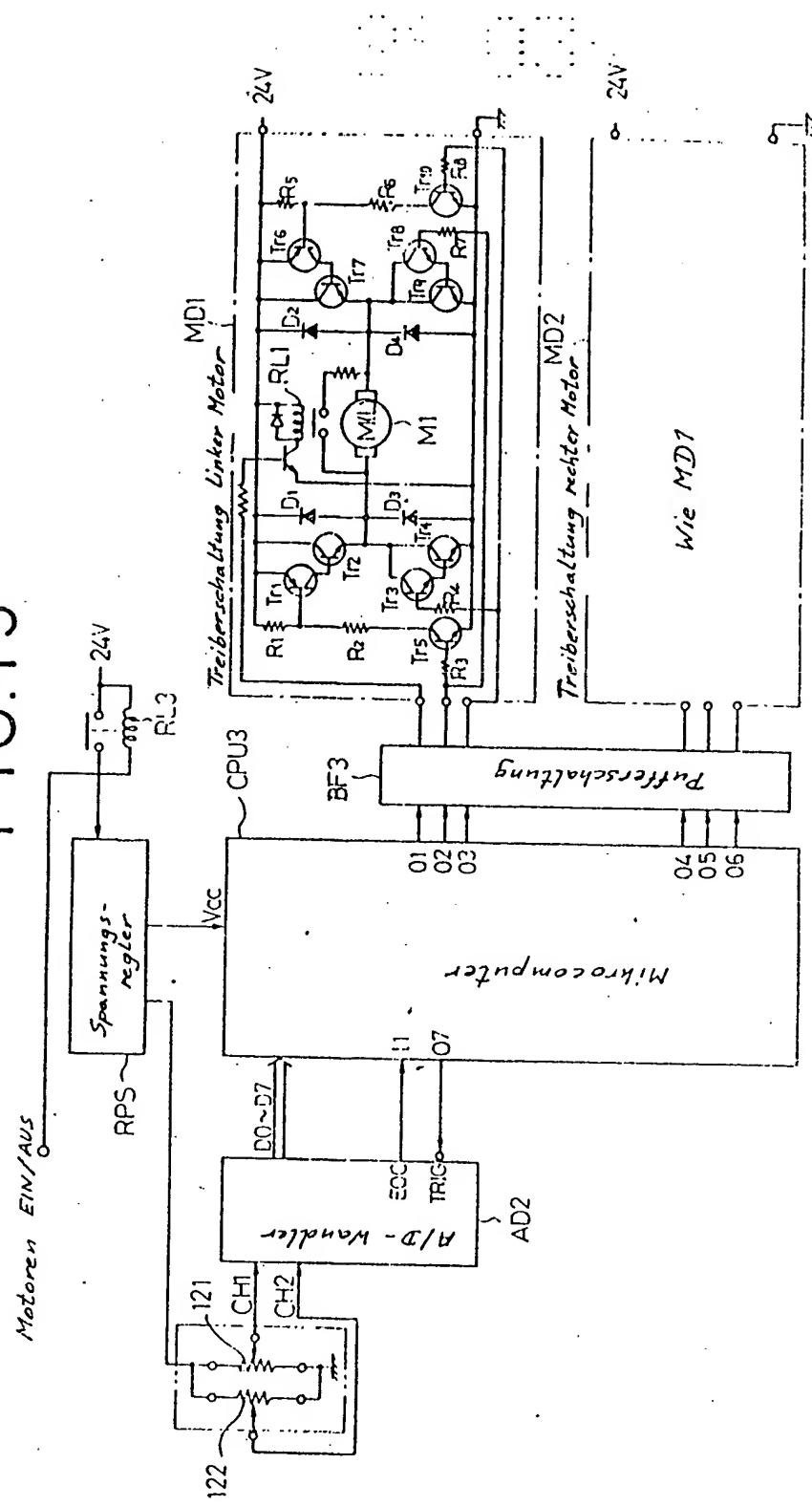


FIG.16

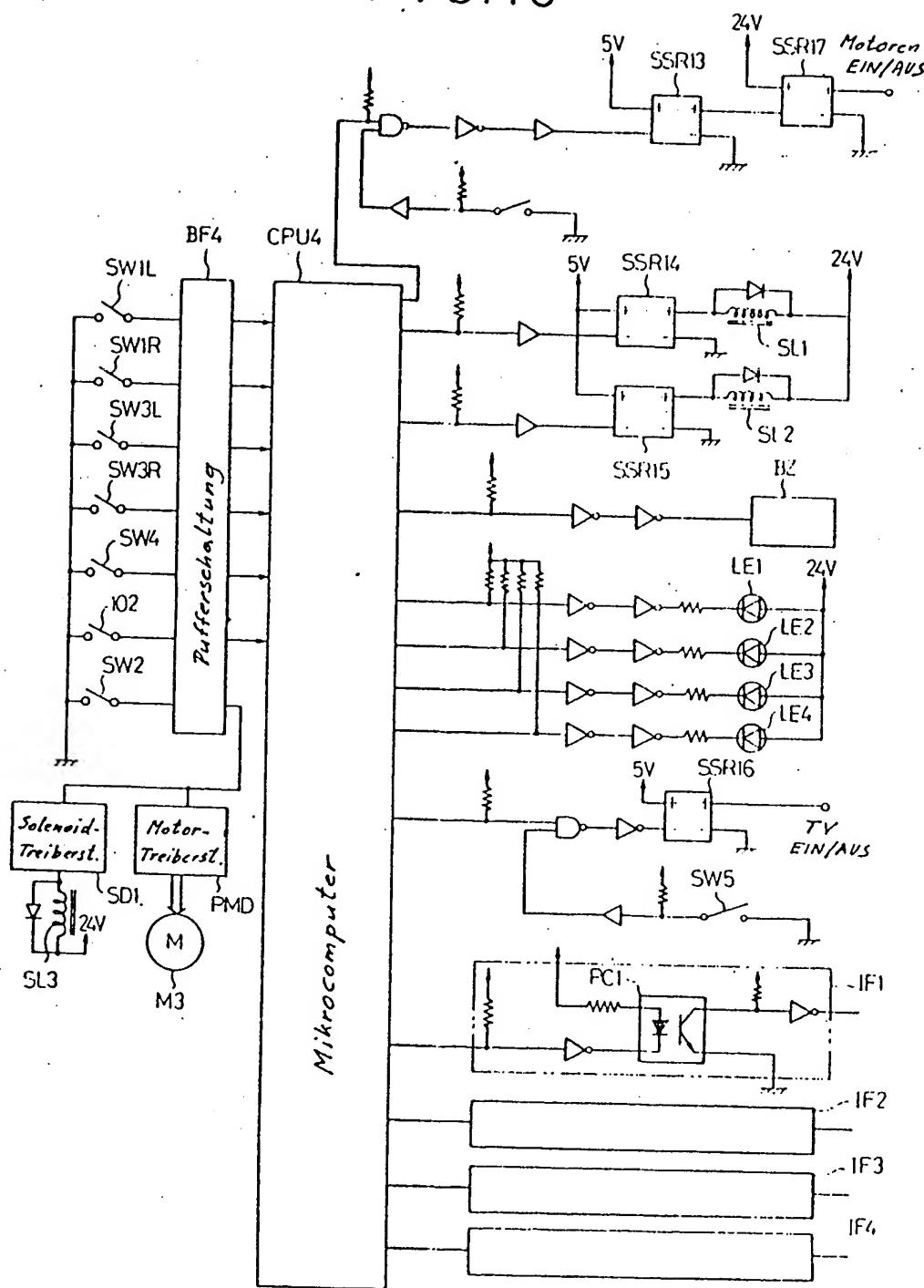


FIG.17a

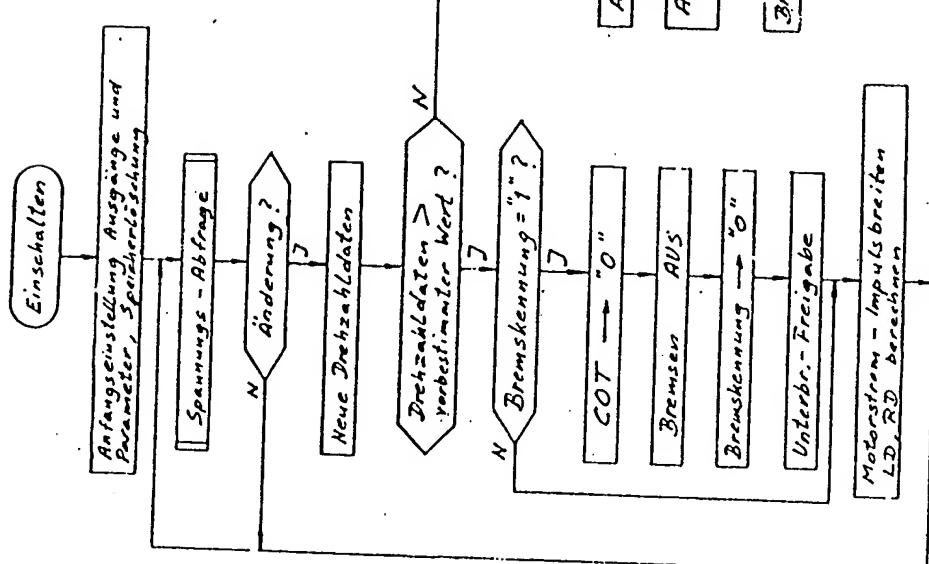


FIG.17b

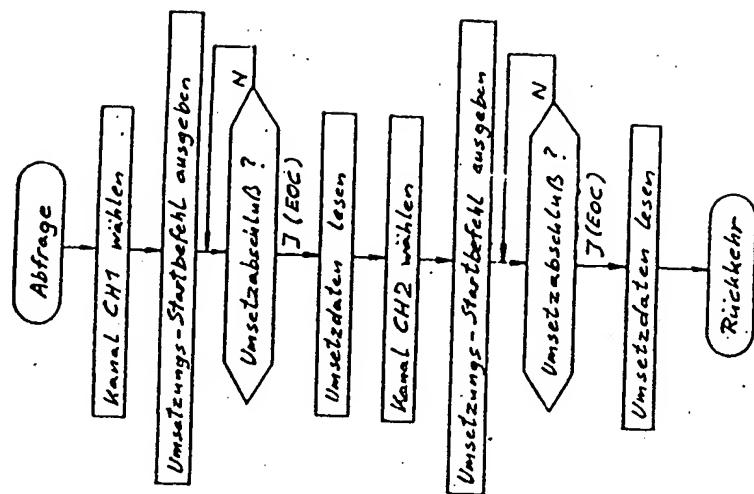




FIG.17c

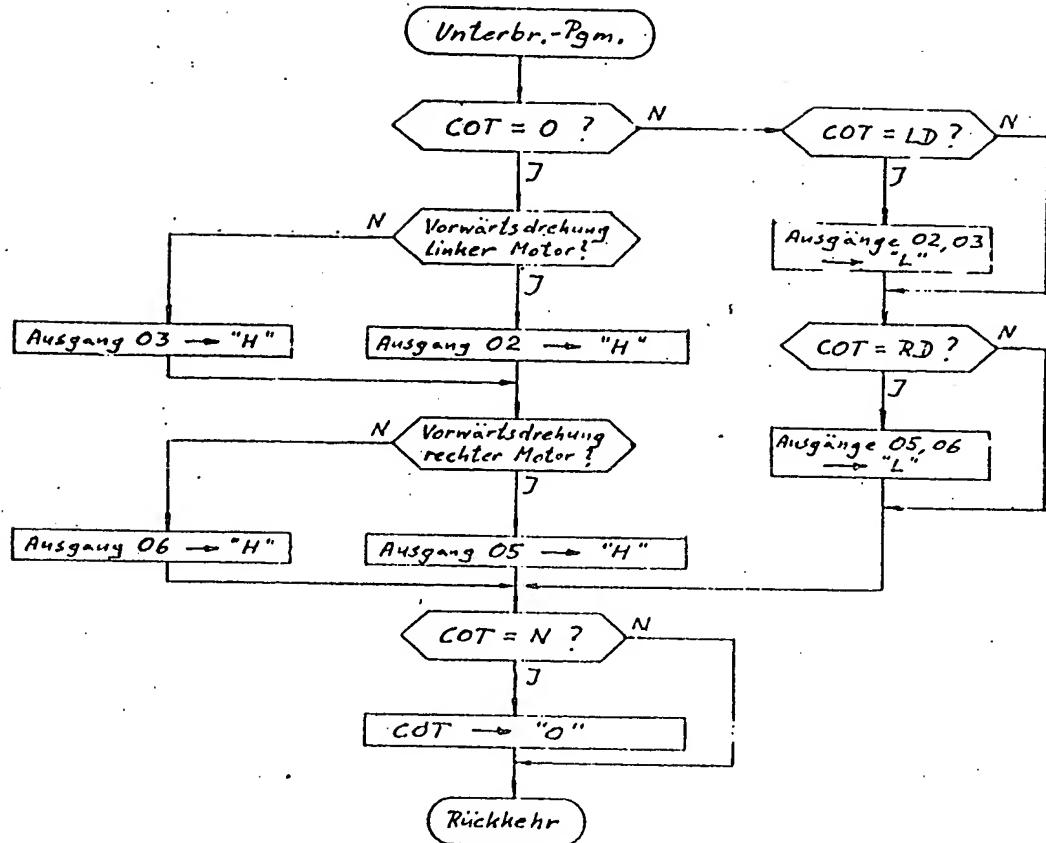


FIG.17d

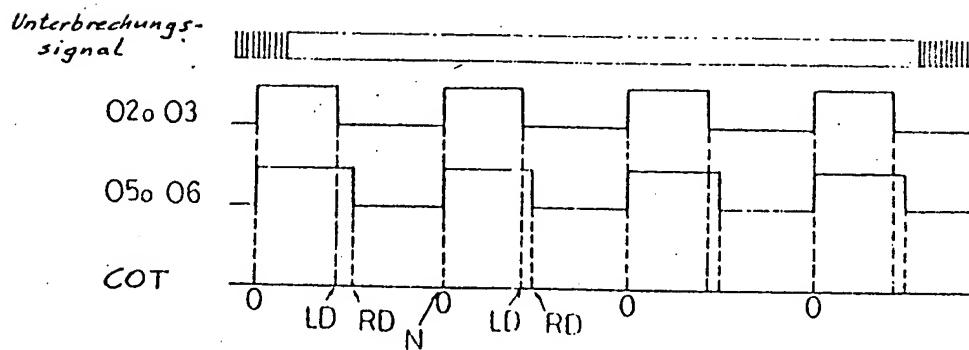


FIG.18a

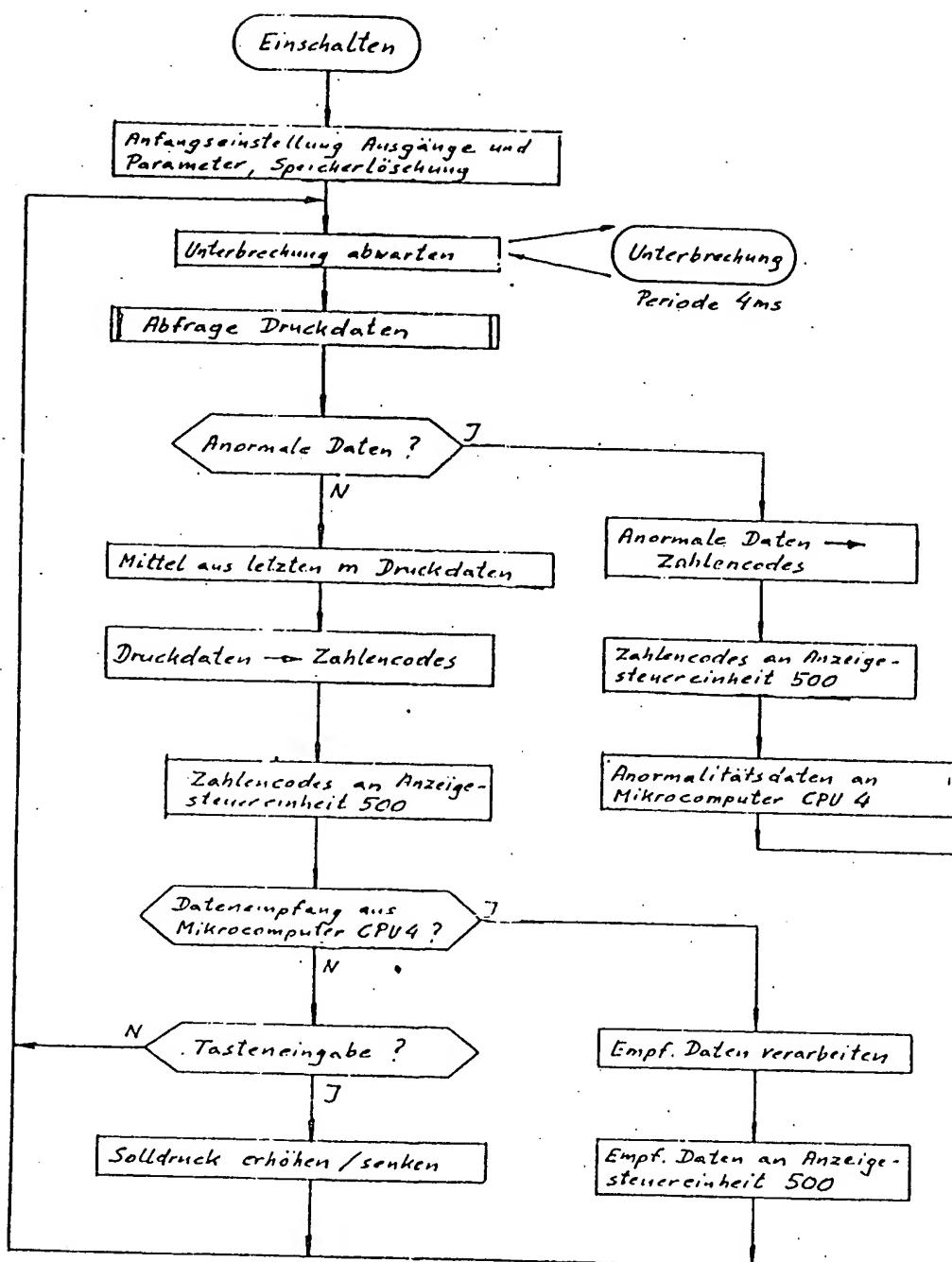


FIG.18b

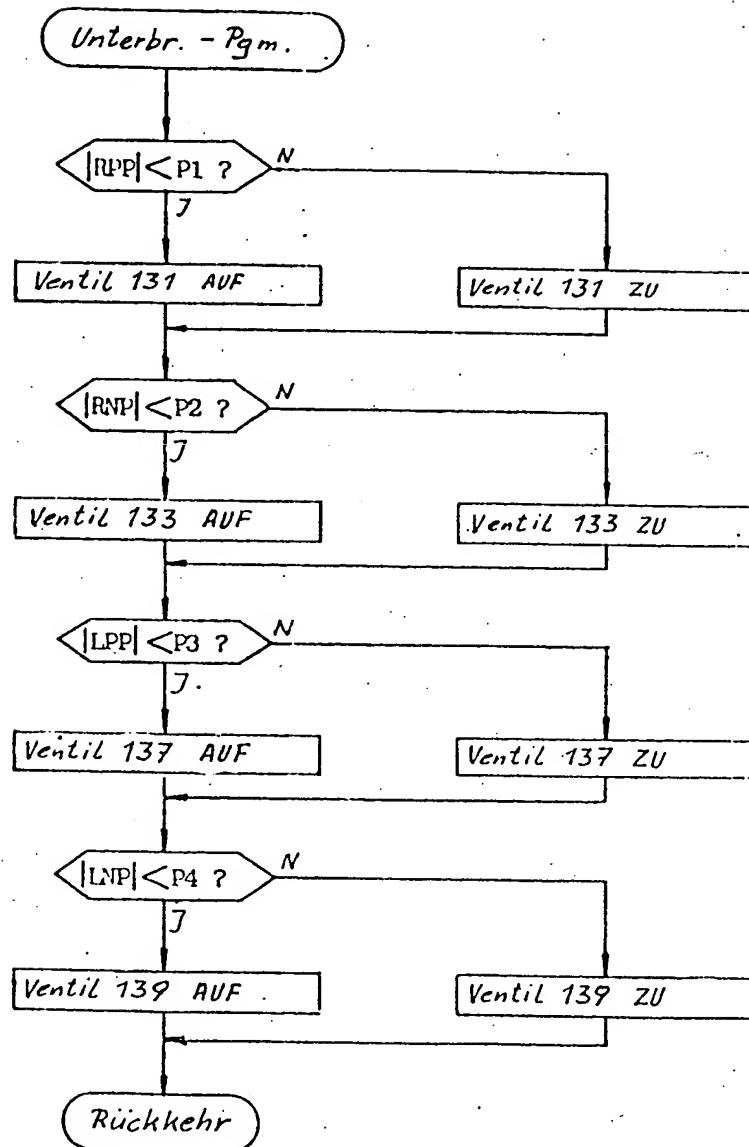
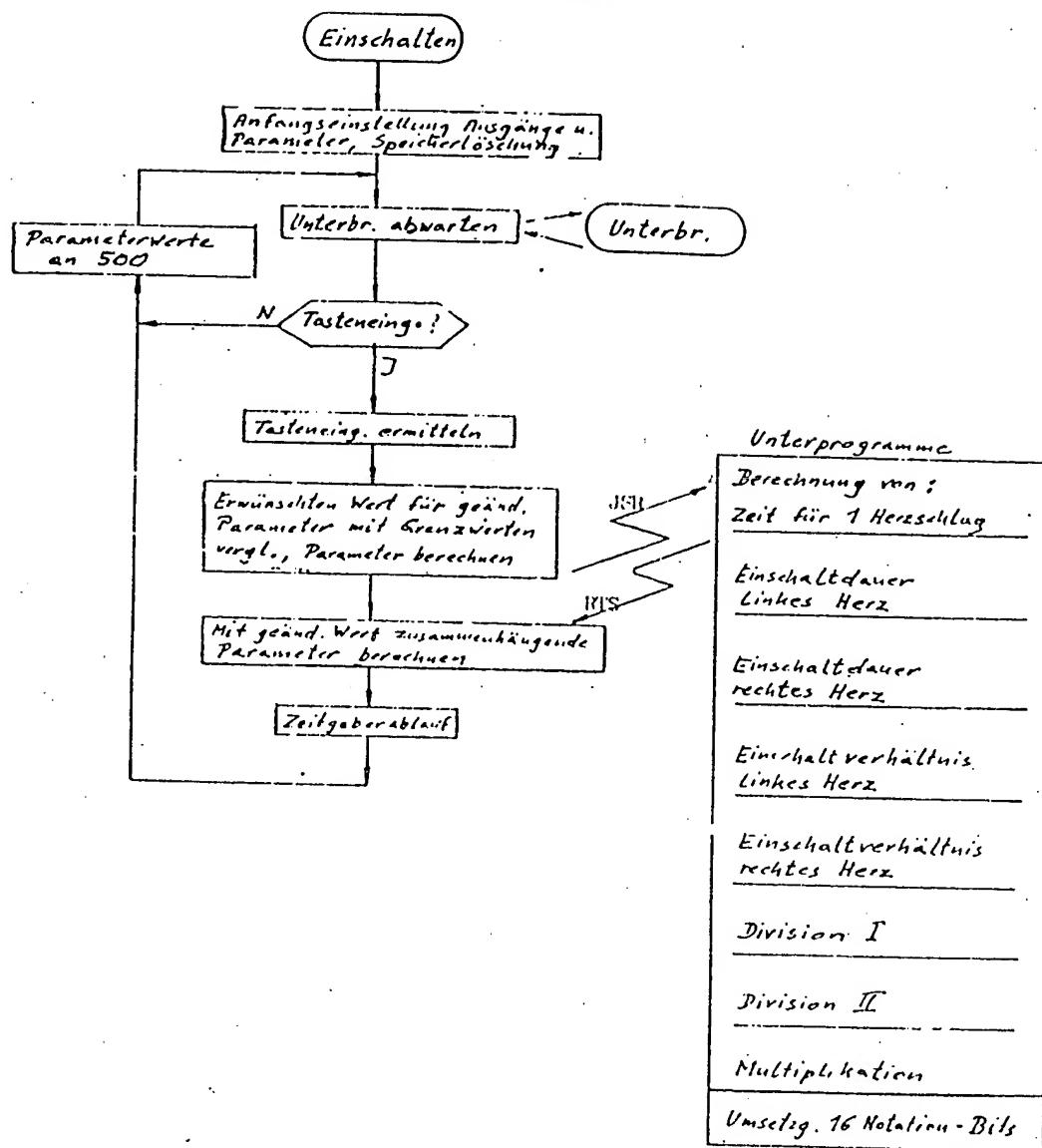
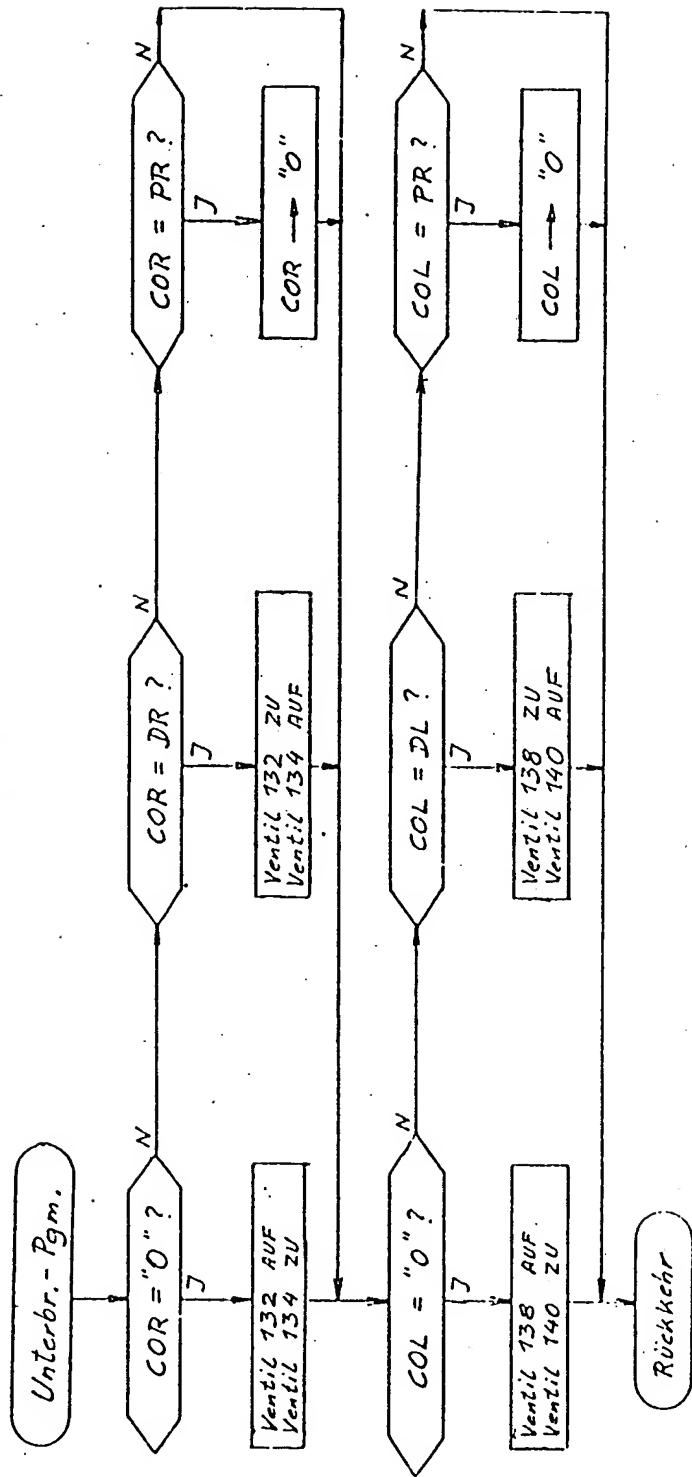


FIG.19a



F | G. 19b



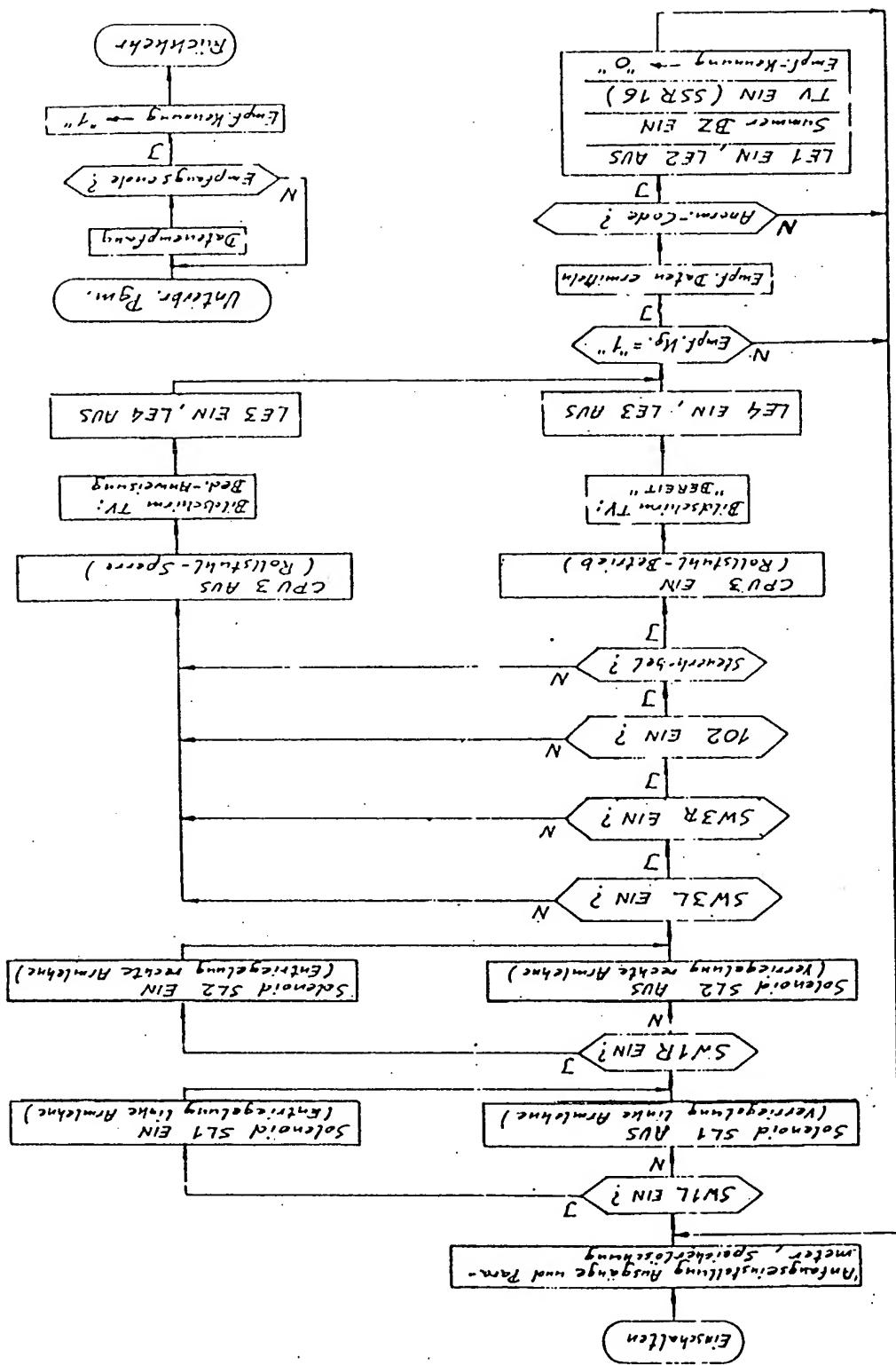


FIG. 20